

Validité et reproductibilité de la thermographie par la caméra FLIR One pour la mesure de l'activité de la polyarthrite rhumatoïde : Etude pilote

Sommaire

I. INTRODUCTION	2
II. 1^{ERE} PARTIE : ÉTUDE DES SOURCES DE VARIATIONS ET D'ERREURS DE MESURE AVEC LA CAMERA FLIR ONE	18
II.1. Introduction	18
II.2. Matériel et méthodes	19
II.2.1. Étude des sources de variation de la mesure automatisée des images thermiques	19
II.2.1.1. Environnement	19
II.2.1.1.1. Température ambiante	19
II.2.1.1.2. Matériaux	21
II.2.1.2. Patient	22
II.2.1.2.1. Facteurs exogènes	22
II.2.1.2.2. Facteurs endogènes	23
II.2.2. Calibrage de la caméra thermique, afin de minimiser l'erreur de mesure	23
II.2.2.1. Distance	23
II.2.2.2. Mode d'émissivité	24
II.2.2.3. Calibration automatique ou sans calibration automatique	26
II.2.3. Prise du cliché thermique	30
II.3. En conclusion	31
III. 2^{EME} PARTIE : REPRODUCTIBILITE DE L'OUTIL	32
III.1. Introduction	32
III.2. Matériels et Méthodes	32
III.2.1. Acquisition des images thermiques	32
III.2.2. Interprétation des images thermiques	33
III.2.3. Population	34
III.2.4. Conditions expérimentales	35
III.2.5. Analyses statistiques	35
III.3. Résultats	37
III.4. Discussion	44
IV. 3^{EME} PARTIE : VALIDITE : EVALUATION DE L'ACTIVITE DE LA PR AVEC LE CAPTEUR THERMIQUE PORTABLE COMPAREE A L'EVALUATION DE L'ACTIVITE PAR L'EXAMEN CLINIQUE ET L'ECHOGRAPHIE	46
IV.1. Introduction	46
IV.2. Matériels et Méthodes	46
IV.2.1. Population	46
IV.2.2. Protocole	46
IV.2.2.1. Acquisition des images thermiques	47
IV.2.2.2. Évaluation clinique	47
IV.2.2.3. Evaluation échographique	48
IV.2.3. Analyses statistiques	48
IV.2.3.1. Comparaison image thermique et examen clinique	48
IV.2.3.2. Comparaison image thermique et échographie	49
IV.2.3.3. Comparaison les 2 types d'analyse de l'image thermique	49
IV.3. Résultats	50
IV.3.1. Comparaison image thermique et examen clinique	52
IV.3.2. Comparaison image thermique et échographie	53
IV.3.3. Comparaison des 2 types d'analyse de l'image thermique	55
IV.4 Discussion	57
V. CONCLUSION	61
VI. REFERENCES	62

I. Introduction

La polyarthrite rhumatoïde (PR) est le plus fréquent des rhumatismes inflammatoires de l'adulte avec une prévalence estimée entre 0,3 et 1 % de la population générale adulte (1). L'évolution de cette maladie chronique se caractérise par des poussées inflammatoires liées à une inflammation de la membrane synoviale. La PR peut évoluer vers une destruction articulaire, et être à l'origine d'une altération de la qualité de vie, d'un handicap et d'une réduction de l'espérance de vie estimée à 10 ans (2-5).

Le diagnostic précoce et le contrôle serré de l'activité de la maladie sont des évolutions récentes et importantes de la prise en charge de la PR. Plus l'activité de la maladie est faible, meilleure sera l'évolution de la maladie : atteindre la rémission dès les premiers mois de la maladie limite la progression structurale, indépendamment du traitement utilisé (6-8).

Knevel R et al. (9), à travers une méta- analyse comprenant des études publiées entre 1962 à 2009, a mis en évidence que l'introduction précoce des traitements de la PR, le suivi rapproché (tous les 3 mois) et l'ajustement précoce des traitements permettaient d'obtenir la mise en rémission ou le faible niveau d'activité de la PR, un meilleur résultat fonctionnel et la diminution de la progression structurale. Cette stratégie dynamique serrée a permis l'émergence du concept de « Treat to target » (9,10), avec l'objectif clair d'atteindre et de maintenir la rémission de la maladie et qui a montré son efficacité (11).

Cette stratégie permet d'obtenir un meilleur contrôle de la PR, un moindre recours à la chirurgie et une réduction de la mortalité et des événements cardiovasculaires tels que l'infarctus du myocarde (12, 13).

Des outils cliniques d'évaluation de l'activité de la PR ont été validés par les sociétés savantes qui recommandent leur utilisation (14, 15). Il s'agit principalement d'indices composites qui incluent l'évaluation du nombre d'articulations avec une synovite active (avec gonflement clinique). Toutefois, différentes études ont montré une reproductibilité faible de l'évaluation du nombre d'articulations actives et gonflées par le praticien. Ces travaux ont montré une variabilité inter- et intra-observateur de ces mesures importante et de faibles coefficients de corrélation intra-classe (16-18). Un outil de mesure fiable, reproductible et facilement accessible pourrait améliorer l'évaluation de l'activité de la maladie et la réponse aux traitements.

Des outils ont été développés avec la volonté d'améliorer l'évaluation de l'activité des rhumatismes inflammatoires. Cependant, les outils actuellement disponibles ont des limites.

La radiographie standard est l'examen de référence pour l'évaluation des lésions structurales, mais elle est peu sensible aux changements précoces. Il faut une perte >50 % de la trame osseuse pour

pouvoir visualiser une érosion. Son rôle est donc plutôt d'évaluer la sévérité de la maladie (érosion, destruction articulaire) que l'activité du rhumatisme.

L'échographie ostéoarticulaire a grandement été développée depuis une dizaine d'années dans l'évaluation de la PR ; l'amélioration des techniques dans l'échographie a permis une augmentation significative de la résolution spatiale et de contraste ainsi que de la sensibilité du doppler (19). En effet, le développement des sondes à haute fréquence a permis d'améliorer la qualité 2D et doppler, permettant l'étude des flux superficiels et des flux lents, nécessaires à l'étude des tissus superficiels (20). En ostéoarticulaire, l'émergence du doppler puissance a apporté une meilleure sensibilité dans l'évaluation de l'activité des PR (23). L'échographie offre une large exploration de l'articulation avec l'étude de l'os, du cartilage, la recherche d'un épanchement articulaire ou d'un pannus. L'échographie articulaire permet une analyse anatomique en mode B, et une analyse vasculaire en mode doppler. Au niveau de l'articulation, l'échographie peut mettre en évidence un épanchement articulaire, qui se traduit par une zone anéchogène et compressible au sein de la capsule articulaire, sans signes d'activité Doppler, et/ou une hypertrophie synoviale, zone hypoéchogène non compressible, possiblement le siège d'une activité inflammatoire en doppler (21, 22).

L'activité inflammatoire est caractérisée par une hypervascularisation du pannus. Hau et al. (23) a exploré la vascularisation intra-articulaire des pannus au niveau des articulations métacarpophalangiennes (MCP) et interphalangiennes proximales (IPP) chez des PR, en comparaison avec des MCP et IPP de sujets sains. Il a été démontré une différence significative entre les articulations des sujets sains et celles des PR en qui concerne à la fois la présence de pannus et de sa vascularisation. Dans le sous-groupe des PR, l'étendue de la vascularisation intra-articulaire était significativement différente et proportionnelle en fonction du degré d'activité inflammatoire dans les articulations (inactive < modérément active < active).

De plus, en 2001, Walther et al. a trouvé une corrélation entre signal Doppler puissance et histopathologie synoviale, dans l'articulation du genou à l'occasion d'une arthroplastie (24).

Afin de standardiser les lésions échographiques, Szkudlarek et al. a proposé une échelle semi-quantitative, cotant les lésions élémentaires en mode B et doppler de 0 à 3 (25) (encadré 1).

Un consensus établi par l'OMERACT (Outcome Measures in Rheumatology Clinical Trials) donne la définition des lésions élémentaires (encadré 2) en échographie chez les patients atteints d'arthrites (22). Ce score standardisé permet de coter le grade de la synovite en combinant à la fois les grades de l'hypertrophie synoviale et le grade Doppler. La reproductibilité inter et intra observateur était satisfaisante et ce score est maintenant largement utilisé (26).

Encadré 1 : Score semi-quantitatif de synovite selon Szkludarek

Mode B

- Grade 0 : Absence d'hypertrophie synoviale
- Grade 1 : Hypertrophie synoviale minime : remplissant l'angle entre les structures osseuses péri articulaires, sans bombement surplombant la ligne rejoignant les sommets des structures osseuses
- Grade 2 : Hypertrophie synoviale modérée : bombement surplombant la ligne rejoignant les sommets des structures osseuses périarticulaires sans extension le long des diaphyses.
- Grade 3 : Hypertrophie synoviale sévère : bombement surplombant la ligne rejoignant les sommets des structures osseuses périarticulaires avec extension le long des diaphyses.

Mode Doppler

- Grade 0 : Absence de signal Doppler
- Grade 1 : Quelques signaux isolés
- Grade 2 : Signaux confluent sur moins de 50 % de la surface synoviale
- Grade 3 : Signaux sur plus de 50 % de la surface synoviale

Encadré 2 : Score composite pour la synovite de l'OMERACT

- Grade 0 : Absence d'hypertrophie synoviale et absence de signal Doppler
- Grade 1 (synovite légère) : Hypertrophie synoviale grade 1 \pm signal Doppler ≤ 1
- Grade 2 (synovite modérée) : Hypertrophie synoviale grade 2 \pm signal Doppler ≤ 2
Hypertrophie synoviale grade 1 et signal Doppler grade 2
- Grade 3 (synovite sévère) : Hypertrophie synoviale grade 3 \pm signal Doppler ≤ 3
Hypertrophie synoviale grade ≤ 2 et signal Doppler grade 3

Sur le plan de sa validité, l'échographie a été comparée à l'examen clinique. La corrélation entre les résultats de l'échographie et ceux de l'examen clinique dans le diagnostic de synovite est faible (21, 27, 28, 30). Szkudlarek et al. (28) a examiné 54 MCP de 15 PR actives répondant aux critères ACR 1987, traitées méthotrexate sans corticothérapie depuis 1 mois, et dont la durée de la maladie moyenne était 8 ans (0 – 20 ans) comparées à 12 MCP de 3 sujets sains. Tous les individus bénéficiaient d'un examen clinique par un rhumatologue, qui définissait le nombre d'articulations douloureuses et gonflées. De plus, une échographie en mode B et Doppler puissance était réalisée sur toutes les MCP des 15 PR et 3 sujets sains. La présence ou l'absence d'hyperhémie doppler étaient relevées et scorées par un radiologue. Le détail du score n'était pas mentionné. En utilisant l'IRM avec injection de gadolinium comme gold standard pour la détection des synovites, l'échodoppler puissance avait une sensibilité de 88,8 % et une spécificité de 97,9 %. L'examen clinique des PR surestimait le nombre d'articulations gonflées (31 articulations gonflées sur les 54 MCP). En comparaison, l'échographie retrouvait 12 synovites actives parmi ces 31 articulations ; de plus, l'examen clinique n'avait pas détecté 5 synovites actives diagnostiquées par l'échodoppler.

Kane et al. (29) confirmait la supériorité de l'échographie par rapport à l'examen clinique dans le diagnostic d'épanchement intra-articulaire du genou. Des patients présentant une PR selon les critères ACR 1987 étaient inclus, sauf s'ils présentaient un antécédent chirurgical au niveau des genoux ou s'ils avaient eu une injection de corticoïdes du genou dans les 6 semaines. Un examen clinique et une échographie des genoux étaient réalisés. L'examen clinique, fait par un rhumatologue expérimenté recherchait une bursite supra patellaire, un épanchement intra-articulaire et un kyste poplité. L'échographie réalisait des coupes transversales et longitudinales des compartiments sus-patellaires, compartiment interne et externe du genou et du creux poplité (en décubitus ventral). Il n'était pas précisé les modes de l'échographie (mode B et doppler puissance). Vingt-deux patients présentant une PR ont été inclus (soit 44 genoux) avec un âge moyen de $50,2 \pm 15,8$ ans et une durée d'évolution de la maladie de $10,5 \pm 7,8$ ans. La sensibilité de l'examen clinique par rapport à l'échographie était de 0,41 pour le diagnostic de bursite sus-patellaire, de 0,59 pour le diagnostic d'épanchement intra-articulaire et de 0,2 pour le diagnostic de kyste poplité. Sa spécificité était de 0,89 pour les bursites sus-patellaires, de 0,65 pour les épanchements intra-articulaires et de 0,94 pour les kystes poplités. L'examen clinique n'est pas spécifique et présente une spécificité modérée pour le diagnostic de bursite sus-patellaire et de kyste poplité.

Wakefield et al. (30) a comparé l'échographie à la radiographie pour le diagnostic d'érosions au niveau des MCP chez 100 PR répondant aux critères ACR. Chaque patient a eu des radiographies des MCP de face et profil (film radio adapté au calibre des MCP), avec double lecture des clichés par deux rhumatologues expérimentés. Une échographie via une petite sonde « club de golf » facilitant l'accès aux têtes des MCP, était aussi réalisée pour tous les patients. Une érosion était définie par

une rupture corticale retrouvée sur les deux plans, longitudinaux et transversaux. Les patients étaient divisés en sous-groupes : PR récentes (moins de 12 mois d'évolution) et PR évoluées (> 12 mois d'évolution). Dans le sous-groupe PR récentes, l'échographie retrouvait 39 érosions chez 15 des 40 patients tandis que les radiographies trouvaient 6 érosions chez 2 patients sur 40 ($p < 0,001$). Dans le sous-groupe PR évoluées, l'échographie mettait en évidence 88 érosions chez 41 patients sur 60 tandis que les radiographies trouvaient 26 érosions chez 15 patients sur 60 ($p < 0,001$). L'échographie est donc un outil permettant de mettre en évidence plus précocement les érosions que la radiographie standard, gold standard dans la polyarthrite rhumatoïde.

Enfin, l'échographie a été comparée à l'IRM avec injection de gadolinium, retrouvant une bonne corrélation entre ces 2 examens dans le diagnostic de synovite active (28, 30).

Terslev et al. (31) ont inclus 29 PR avec une durée d'évolution de 7 ans (1-27) répondant aux critères ACR 1987. Pour chaque patient, il était examiné un poignet, les 5 MCP et les 5 IPP de la même main. Au total, 196 articulations ont été examinées (29 poignets, 91 MCP, 74 IPP) avec un examen clinique, une échographie et une IRM injectée pour chaque main. L'examen clinique était réalisé par le même examinateur et chaque articulation était scorée de 0 à 3 en fonction du degré de douleur et de gonflement, à l'appréciation de l'examinateur. L'échographie produisait des coupes longitudinales et transversales des poignets et des coupes longitudinales des MCP et IPP. La vascularisation de la membrane synoviale était évaluée quantitativement par un logiciel informatique (PhotoPaint 7). Dans le cadre de la fenêtre Doppler, ce logiciel délimitait la membrane synoviale, définissant une zone d'intérêt (ROI). Une articulation inflammatoire était définie par la présence d'au moins un pixel couleur au niveau du ROI. L'IRM produisait des coupes axiales des mains examinées en séquence T1 puis après injection de gadolinium. Une articulation inflammatoire était définie par la présence d'une zone de rehaussement après l'injection de produit de contraste. Concernant les résultats, l'échodoppler retrouvait une activité inflammatoire chez 52 des 196 articulations et l'IRM injectée retrouvait 79 synovites chez les 196 articulations. Il était mis en évidence une corrélation de 75 % entre l'échographie et l'IRM avec une valeur kappa de 0,45. Il existait une corrélation significative entre l'hypertrophie synoviale sur l'IRM injectée et la fraction couleur dans la fenêtre Doppler ($r_2 = 0,59$, $p < 0,001$).

Il en ressort donc que l'échographie est un outil sensible, avec de bonnes qualités métrologiques, utile dans le diagnostic et le suivi des synovites actives de la polyarthrite rhumatoïde.

L'échographie est sensible au changement ; c'est un indicateur précoce et fiable de réponse thérapeutique chez les polyarthrites rhumatoïdes, que ce soit à la corticothérapie (32, 33) ou aux anti-TNF (34, 35, 36, 37, 38).

En effet, Seymour et al. (32) dans une étude comparative contre placebo, a étudié l'impact de la corticothérapie sur les synovites actives retrouvées à l'échographie. Les critères d'inclusion comprenaient des PR évoluant depuis au moins 6 mois, répondant aux critères ACR 1987, modérément actives (DAS-CRP [3,2] et présentant au moins 2 synovites échographiques « modérées » de MCP ou une synovite « sévère » d'une MCP. Le score de sévérité n'était pas mentionné. Le traitement par csDMARD devait être stable depuis au moins 6 semaines, et les patients ne pouvaient pas avoir bénéficié d'une injection intra-articulaire des MCP dans les 3 mois, et d'une autre articulation dans les 6 semaines. L'évaluation échographique était réalisée dans 2 centres, par 2 examinateurs, ayant reçu ensemble de 16 heures de formation afin de s'accorder sur les définitions des lésions élémentaires [score de synovite de 0 à 4 selon leur sévérité]. L'échographie des 10 MCP de chaque patient était réalisée en coupe longitudinale et transversale, à l'inclusion et à J15. Huit patients ont pris 15 mg par jour de corticoïdes oraux pendant 15 jours, en comparaison avec 10 patients prenant un placebo par voie orale pendant 15 jours. Il est mis en évidence une différence significative de l'effet du traitement par corticoïdes entre J0 et J15 sur la diminution du score de synovites échographiques en comparaison au groupe placebo [effect size : 1,17, p : 0,013]. Cette étude témoigne du rôle de l'échographie dans le suivi thérapeutique des synovites actives.

Concernant les biomédicaments, Iagnocco et al. (34) ont évalué la réponse après 3 mois d'anti-TNF avec la réalisation d'une échographie de six articulations en mode B et doppler [MCP 2, poignets et genoux bilatéraux]. L'introduction des anti-TNF était appliquée en adéquation avec le consensus italien de l'utilisation des biomédicaments, et se faisait en bithérapie avec une DMARD. Les lésions échographiques répondaient aux critères de l'OMERACT ; une échographie était réalisée à l'inclusion et 3 mois après traitement sous anti-TNF. Le profil d'activité des PR n'était pas mentionné. Soixante-huit PR ont été incluses, avec une durée de la maladie en moyenne de 143,6 mois (± 41 mois). Les auteurs ont mis en évidence une diminution significative des épanchements articulaires (p : 0,000 1), des hypertrophies synoviales (p : 0,000 1) et des hyperhémies Doppler (p : 0,002) après 3 mois de suivi, au niveau des 6 articulations étudiées.

L'échographie est donc un outil performant dans l'évaluation de l'activité des polyarthrites rhumatoïdes. Une revue systématique de la littérature (39) incluant 35 articles s'est intéressée à la reproductibilité intra- et inter-observateur. Pour la reproductibilité intra-observateur a été peu étudiée : trois études portaient sur la reproductibilité de l'échographie en mode B (35 articulations au total) dont les résultats étaient très hétérogènes allant d'une fiabilité faible (coefficients kappa à 0,2 (40) à une très bonne fiabilité (coefficients de variation : 1,9-2,6 % (41). Deux études ont étudié

la reproductibilité intra-observateur en mode Doppler (80 articulations) avec un bon coefficient de variation à 4,5 % (IC 0,95). La reproductibilité inter-observateur a été beaucoup plus étudiée. Pour le mode B, huit études (1 104 articulations) ont pu être analysées. Les coefficients kappa étaient dans une fourchette large, variant de 0,22 à 0,868. Dans les cinq études (641 articulations) évaluant la reproductibilité inter-observateur en mode doppler, score e kappa variait de 0,43 à 0,87.

Cette analyse systématique de la littérature met en évidence une hétérogénéité des résultats que ce soit pour la variabilité intra-observateur ou inter-observateur, en particulier en mode B. De plus, tous les rhumatologues/radiologues ne maîtrisent pas l'échographie ostéo-articulaire.

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) avec injection de gadolinium a démontré, comme l'échographie, qu'elle était un outil fiable et sensible de l'évaluation de l'activité inflammatoire de la synoviale chez les PR (28, 42, 43).

En particulier, Østergaard et al. (42) a cherché à mettre en évidence une corrélation entre l'IRM et l'histologie de synovites actives. Quarante-deux genoux, 17 PR et 25 gonarthroses, avant prothèse totale de genou ou arthroscopie ont été inclus. La veille de la chirurgie, les patients ont eu une IRM avec des coupes sagittales en séquence T1 sans puis avec injection de gadolinium. Le taux de rehaussement de la membrane synoviale était calculé via une équation prenant en compte l'intensité du signal avant et après injection de gadolinium. Lors de la chirurgie, des prélèvements de membrane synoviale étaient réalisés sur quatre sites prédéfinis. La lecture anatomopathologique prenait en compte 9 signes histologiques d'inflammation, et chaque signe était scoré de 0 à 3. Une corrélation significative entre le taux de rehaussement pré/post injection de gadolinium et le grade histologique de la membrane synoviale a ainsi été mise en évidence (Spearman $\rho = 0,73$; $p < 10^{-7}$).

Klarlund et al. (44) a comparé les résultats radiographiques et IRM, chez 34 PR répondant aux critères ACR 1987, dans une étude prospective sur une période de suivi de 1 an. Les patients inclus devaient présenter une douleur ou gonflement des 2^{ème} ou 3^{ème} MCP ou des IPP ; les symptômes devaient évoluer depuis au moins 2 ans. Chaque patient bénéficiait à l'inclusion et à un an d'un examen clinique, d'une IRM et des radiographies des mains. Ces examens se faisaient par le même examinateur à l'inclusion et à un an, tous en insu des autres examens. L'examen clinique précisait le nombre d'articulations douloureuses et gonflées, l'appréciation globale du praticien et du patient, du HAQ, de la VS et de la CRP. L'IRM des mains réalisait des coupes axiales et coronales en séquence T1 puis avec injection de gadolinium. Le diagnostic d'érosion à l'IRM était retenu lorsque la lésion était présente sur 2 coupes, axiale et coronale. Le diamètre de l'érosion était mesuré. La localisation des érosions était notée sur un schéma de mains à l'inclusion, puis à un an. Les radiographies comportaient un cliché de face et de Nørgaard en supination à 45°. Les érosions

étaient diagnostiquées selon le score de Larsen et leurs localisations étaient rapportées sur un schéma à l'inclusion, puis à un an.

À l'inclusion, 28 érosions étaient détectées par l'IRM chez 13 patients, tandis que les radiographies retrouvaient 2 érosions chez ces mêmes patients.

Après un an d'évolution, l'IRM identifiait bien les mêmes érosions par rapport à l'inclusion. Deux patients dépourvus d'érosions à l'inclusion présentaient une érosion après un an d'évolution (une érosion par patient). Un patient présentant une érosion à l'inclusion a développé une nouvelle érosion après un an d'évolution. Concernant les résultats de la radiographie, après un an d'évolution, il était retrouvé 24 nouvelles érosions chez 8 patients par rapport à l'inclusion. En comparant la localisation de ces érosions sur l'IRM et les radiographies, il était mis en évidence que chez 6 de ces 8 patients, ces érosions étaient déjà diagnostiquées par l'IRM à l'inclusion. Le détail du nombre d'érosions par patient n'est pas mentionné. Ces résultats montrent que l'IRM détecte plus précocement les érosions que la radiographie.

L'IRM injectée, tout comme l'échographie, est donc un outil performant dans l'évaluation de l'activité des polyarthrites rhumatoïdes.

Toutefois, ces outils ont des limites, en particulier pour une utilisation fréquente comme envisagée dans les stratégies treat-to-target. L'IRM ne semble pas envisageable, principalement pour des raisons de disponibilité et de coûts, mais aussi parce que toutes les études menées ont évalué l'IRM avec injection de gadolinium, en en faisant un examen invasif. L'échographie, moins coûteuse et plus disponible, a une reproductibilité intra et inter-observateur très hétérogène. Enfin, tous ces outils (évaluation clinique par le praticien, radiographie, échographie, IRM) ne prennent en compte l'activité de la maladie qu'à un moment donné. Or, la PR évolue par poussées et il a été récemment montré que chez des patients en rémission, l'existence de poussées inflammatoires entre les consultations était associée à une progression structurale (46). Des outils d'évaluation ont été développés, principalement des autoquestionnaires (47, 48). Un outil pour évaluer objectivement l'activité de la maladie entre les consultations permettrait une meilleure mise en application du contrôle serré de la PR.

Au total, la persistance de l'inflammation synoviale, permanente ou en poussée, entraîne une destruction articulaire. L'évaluation régulière de l'activité de la maladie a démontré son intérêt, en particulier pour permettre une adaptation serrée de la prise en charge de la PR. Par ailleurs, selon le livre blanc de la rhumatologie 2015, l'offre de soins en rhumatologie va diminuer en France (baisse de la démographie, féminisation de la spécialité) d'ici 2025. Il existe un besoin « non atteint » pour une mesure objective, rapide, de faible coût, applicable à une évaluation

ambulatoire, voire une auto-évaluation, et permettant un recueil des données d'activité de la maladie.

L'augmentation de la température cutanée est le reflet de la température de l'articulation. D'après le guide pour l'utilisation de l'imagerie thermique en pratique clinique (Standards and Protocols in Clinical Thermographic Imaging, September 2002) (67), la thermographie, lorsqu'elle est utilisée dans un contexte clinique, est une procédure d'imagerie diagnostique qui détecte, enregistre et produit une image thermique) des températures de la surface de la peau d'un patient et/ou des motifs thermiques. La procédure utilise des équipements qui peuvent fournir à la fois des représentations qualitatives et quantitatives de ces modèles de température. La thermographie n'implique pas l'utilisation de rayonnements ionisants, d'accès veineux ou d'autres procédures invasives. Par conséquent, l'examen ne cause aucun préjudice au patient (67).

Il existe deux méthodes actuellement reconnues d'imagerie thermographique clinique : la téléthermographie infrarouge électronique et la thermographie à cristaux liquides. La thermographie infrarouge a l'avantage de détecter les températures sans contact et est la plus étudiée dans les rhumatismes inflammatoires.

À travers les études, plusieurs formules mathématiques ont été développées pour représenter la répartition de la température sur une image thermique.

En 1977, Ring et al. (52) utilise l'**index thermographique** pour étudier la distribution de la température. Chaque iso-température de l'image thermique est représentée par une couleur donnée

(Image 1).

$$\frac{\sum(\Delta t \times a)}{A}$$

L'index thermographique est calculé d'après l'équation suivante :

Δt est la différence entre la mesure de l'iso-température et une constante, 26 °C. Cette constante était le plus faible isotherme enregistré à partir d'une série de 34 articulations saines, à 3 reprises différentes.

a est l'aire occupée par l'iso-température et A est l'aire totale de l'image thermique.

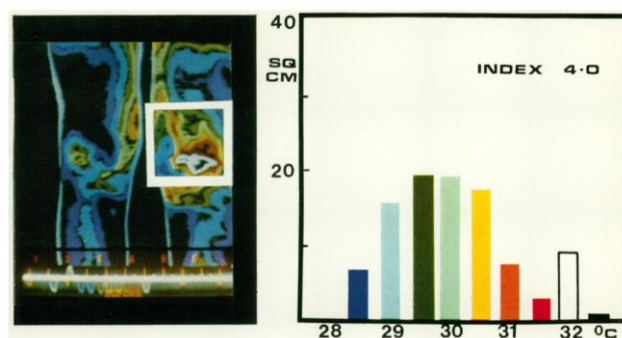


Image 1 : Calcul de l'index thermographique

Rajapakse et al. (49) a comparé l'index thermique des articulations, des genoux, coudes, chevilles, poignets, MCP et IPP chez 6 sujets sains et 19 polyarthrites rhumatoïdes. Les articulations des PR étaient cliniquement évaluées : absence de poussée ou poussée inflammatoire. Les images thermiques étaient réalisées le matin à 2 reprises et l'après-midi du 2^{ème} jour pour chaque sujet, après une période de 15 minutes de repos et dans une salle avec une température ambiante de 20 °C.

En comparaison des PR avec les sujets sains, l'index thermographique était plus élevé pour les articulations des PR que pour les articulations saines pour les genoux, coudes et chevilles, mais on observait une différence significative seulement pour les index thermiques des genoux et des coudes. Il n'était pas mis en évidence de différence significative pour les poignets, MCP et IPP entre les sujets sains et PR. De plus, les index thermiques étaient significativement différents entre les articulations actives et inactives des PR (genoux p : 0,001 ; chevilles p : 0,015 ; coudes p : 0,01, poignets p : 0,04 et doigts [MCP et IPP] p : 0,05). Concernant la reproductibilité, les images étaient réalisées le matin à 2 reprises, aux mêmes heures et l'après-midi du 2^{ème} jour. Dans le groupe PR (articulations actives et inactives), il est mis en évidence une différence significative de l'index thermographique entre les images réalisées les 2 matinées pour les poignets et IPP (poignet p : 0,02 et IPP p : 0,027). Il est observé que l'index thermographique était plus élevé sur les images réalisées l'après-midi, mais ces données étaient seulement statistiquement significatives pour les images thermiques des genoux (p : 0,05).

En 1982, Salisbury et al. (50) a émis l'hypothèse que la mesure d'une « température cutanée absolue » pourrait permettre d'identifier la présence ou l'absence de synovite en fonction de son taux de variation.

Les articulations des genoux, coudes et chevilles de sujets sains étaient comparées à celles de patients (82 PR, 2 SpA périphériques et une maladie de Behçet) présentant des synovites cliniques évidentes. Les images thermiques étaient réalisées dans une pièce dont la température ambiante était de $20,5 \pm 0,5$ °C et le taux d'humidité était de $50 \% \pm 10 \%$. Une caméra thermique « AGA Thermovision 680' (image 2) détectait l'émission infrarouge et toutes les images thermiques ont été enregistrés sous forme numérique sur bande magnétique, puis analysés par un ordinateur « Varian 620 ».

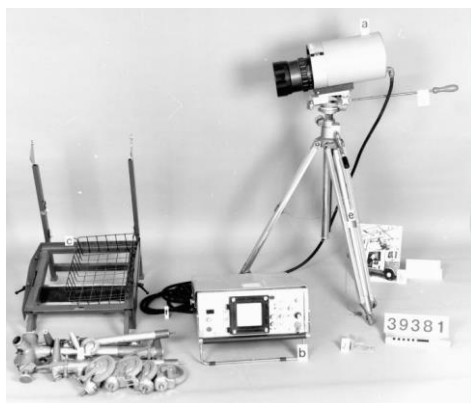


Image 2 : AGA thermovision 680 (aga-museum.nl)

La caméra thermique « AGA thermovision 680 » était placée à une distance fixe de 1 mètre pour photographier les coudes et les chevilles et à une distance fixe de 1m20 pour les genoux. Les genoux et chevilles étaient positionnés avec un angle de 90°, et les coudes avec un angle de 45°. Les images thermiques étaient réalisées après une période d'acclimatation de 15 minutes. Le seuil de température « normale » était défini lorsque le gradient de température du centre vers la périphérie de l'articulation était négatif. Le diagnostic de synovite sur l'image thermique était caractérisé par la perte du gradient négatif de la température ou par une augmentation localisée de la température. La lecture des images thermiques se faisait en insu du groupe d'appartenance et des détails cliniques.

Pour chaque image thermique, les couleurs étaient converties sur une échelle de gris (256 nuances de gris (image 3)). Un compte du nombre de points d'images correspond à un niveau de gris était établi. Pour chaque niveau de gris, le nombre de points correspondants était divisé par le nombre total de points de la zone d'intérêt, donnant une fréquence relative de distribution (FRD).

Puis un calcul de la largeur de la FRD était effectué à ± 1 déviation standard (SD) de la fréquence moyenne, donnant un **indice de distribution de la chaleur (HDI)**.

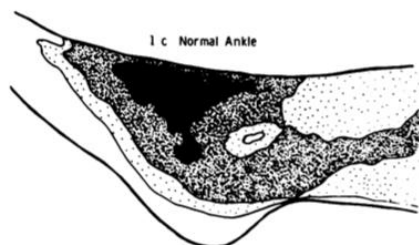


Image 3 : Distribution de la chaleur sur une cheville de sujet sain

Pour le groupe contrôle, 60 sujets sains âgés de 13 à 79 ans étaient inclus et ont eu d'au moins de 2 visites pour la prise d'images thermiques (variant de 2 à 85 visites par personne). À chaque visite, les 3 articulations cibles étaient photographiées, le matin et l'après-midi. Sur une période de 12 mois, 190 visites ont été réalisées, avec un total de 618 articulations photographiées.

Pour le groupe patients, étaient inclus ceux qui présentaient au moins une synovite clinique évidente des articulations étudiées (coude, genou, cheville). À chaque visite, les 3 articulations cibles étaient photographiées le matin et l'après-midi. Quatre-vingt-cinq patients ont été inclus, et tous ont eu au moins 3 visites (variant de 3 à 99 visites par personne). Sur la période de 12 mois, 339 visites ont été réalisées, avec un total de 1392 articulations photographiées.

Dans le groupe de sujets sains, 614 des 618 images étaient conformes à la caractéristique du modèle d'articulation « normale » précédemment décrit. Les quatre images non conformes concernaient le même patient qui avait une même zone (genou droit) avec une température locale augmentée, alors que son articulation était non pathologique.

Sur les 1392 images du groupe patients, 322 synovites cliniques ont été mises en évidence chez 85 patients. Il n'était pas mentionné la correspondance des images à un patient donné.

Toutes les articulations présentant une synovite clinique ont répondu au modèle thermique d'articulations « pathologiques ».

Cependant, un chevauchement des températures cutanées des articulations « normales » et « anormales » existait, en particulier sur les images thermiques réalisées l'après-midi. Il semblerait que le cycle circadien soit responsable d'un changement de température au cours de la journée et expliquerait les erreurs des méthodes d'évaluation basées sur une norme de température cutanée absolue.

Dans cette étude, HDI et l'index thermographique de 50 genoux de patients atteints d'une polyarthrite rhumatoïde (cf description de l'article ci-dessus) ont été comparés. Les genoux étaient photographiés plusieurs fois sur une période de 12 mois. Il n'était pas mentionné le nombre exact d'images par patient. L'inflammation du genou était cliniquement graduée de 0 à 3 correspondant à l'absence de synovite, synovite légère, modérée ou sévère. L'HDI reflétait la distribution et la répartition de la température sur l'articulation, et présentait une bonne corrélation avec l'évaluation clinique de la sévérité de l'inflammation du genou, alors que l'index thermographique était le reflet de la température de surface moyenne, et semblait moins bien corrélé à l'évaluation clinique.

Il semblerait donc que l'HDI est mieux corrélé à l'examen clinique que l'index thermographique.

De plus, l'HDI ne semblait pas présenter de variations en fonction du cycle circadien, contrairement à l'index thermographique (48,49).

À la suite des travaux de Salisbury et al., Deveraux et al. (51), en 1985, a évalué 20 polyarthrites rhumatoïdes, toutes les 4 à 8 semaines, sur une période de 12 mois. À chaque visite, une évaluation clinique était menée avec le recueil du temps de dérouillage matinal, l'échelle visuelle analogique (EVA), la force de préhension à l'aide d'un manomètre, l'index articulaire avec la méthode de Ritchie et le taux de la VS et de la CRP. Les images thermiques étaient réalisées dans les mêmes conditions que celles de l'étude de Salisbury et al. (49), avec une caméra thermique « AGA thermovision 680 ». Pour chaque image, l'HDI était calculé selon la même méthode précédemment.

Ils ont mis en évidence une corrélation significative entre l'HDI et l'index articulaire, la durée du dérouillage matinal, la force de préhension, l'EVA et la VS, mais pas avec la CRP.

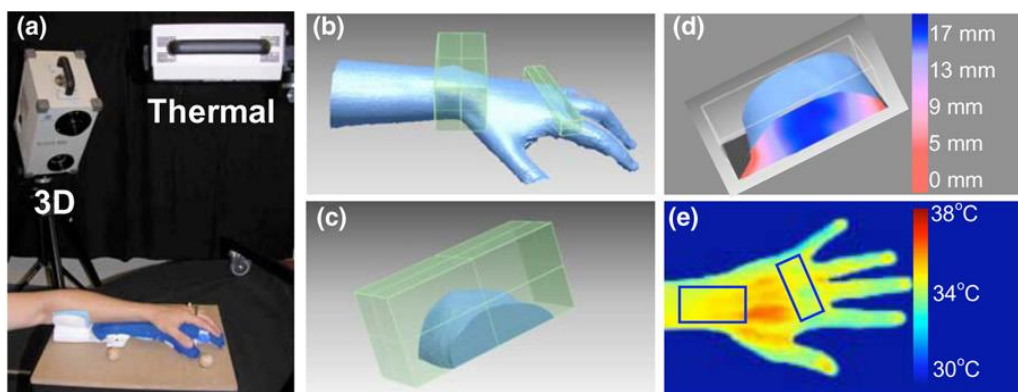
Tous ces travaux sur la thermographie ont montré sa capacité à déterminer une variation de la température cutanée concernant les synovites cliniques évidentes.

Cependant, les caméras thermiques sont des modèles fixés, et de gros gabarit, rendant son utilisation en pratique courante limitée. De plus, le calcul de l'HDI est complexe, limitant son utilisation en pratique courante.

De plus, la thermographie était comparée à l'examen clinique, dont il existe une grande variabilité inter-observateur. En effet, Scott et al. (56) a comparé l'examen clinique (nombre d'articulations douloureuses et gonflées) de 8 polyarthrites rhumatoïdes par 8 examinateurs. Il était retrouvé un coefficient de variation entre les examinateurs pour l'ensemble des articulations douloureuses et gonflées des PR variant de 21 à 187 %.

De plus, ces études retrouvent une corrélation entre variation de température sur les images thermiques et arthrites des moyennes articulations, et non pour les petites articulations (sites préférentiels de la PR).

Plus récemment en 2008, Spalding et al., ont comparé la mesure de volume articulaire et la thermographie dans l'évaluation des articulations de patients avec PR (5 pour la mesure du volume articulaire et 17 pour la mesure de l'HDI) et 5 contrôles sains (57). La thermographie évaluait 2 régions d'intérêt (ROI), l'une centrée sur le poignet et l'autre centrée sur un point entre la 3^{ème} et la 4^{ème} métacarpo-phalangiennes (MCP) pour évaluer la température de 2^{ème} à la 5^{ème} MCP (figure : e). La main du patient était posée sur une attelle, la caméra thermique fixée pour une distance toujours similaire entre caméra et les ROI.



La thermographie était reproductible, avec des résultats de mesures prises 3 jours consécutifs chez les sujets sains très similaires. Les HDI intra-sessions ont aussi été mesurés (multiples mesures le même jour, au même moment), avec des déviations standard (DS) inférieures à 0,05°C. La DS inter-session (mesures faites des jours différents) était de 0,2 °C au poignet et 0,4 °C aux MCP. Aucun HDI des sujets sains ne dépassait 1,3°C. La comparaison entre sujets sains et patients avec PR (dont le niveau d'activité de la maladie n'est pas précisé) a confirmé ce seuil de 1,3 °C permettant de différencier les patients des contrôles.

Il existe depuis peu des caméras thermiques miniaturisées, aux capacités techniques similaires à celles des études précédemment citées, permettant de mesurer les températures observées dans le corps humain (10°C à 40°C), permettant de détecter des différences de température de l'ordre de 0,1°C, et avec une autocalibration avec une source interne à chaque pixel sans avoir besoin d'une cible d'étalonnage externe pour calibration.

En 2018, B. Jones et al. (58), ont évalué l'utilité de la thermographie avec ces caméras miniaturisées dans l'évaluation de l'activité des polyarthrites rhumatoïdes, en pratiquer courante.

Cette étude monocentrique a inclus des sujets sains et des sujets atteints de PR selon les critères ACR 1987. Les critères d'exclusion étaient la présence d'un syndrome de Raynaud, l'amputation de doigts, de thrombose artérielle distale, d'algoneurodystrophie, la prise de nitrates, d'inhibiteurs de phosphodiésterases ou d'ergotamine.

La prise d'images thermiques a été initialement calibrée avec le groupe de sujets sains. La caméra thermique était un modèle FLIR T300 (image 4) permettant la prise d'images thermiques et d'images numérisées. Les images thermiques étaient transférées sur un ordinateur et les données thermiques étaient traitées par un programme FLIR T300 et analysées par un examinateur en simple insu.



Image 4 : FLIR T300, FLIR Systems

La description du calibrage de la caméra FLIR T300 et du fonctionnement du logiciel informatique n'était pas précisée dans cet article.

L'analyse de la température concernait la globalité des articulations de la main (zone d'intérêt en position centrale « spot ») et également chaque articulation (zone d'intérêt positionnée en regard des MCP et IPP « box »). Ensuite, la température moyenne des zones d'intérêt était déterminée pour chaque articulation MCP et IPP (« box ») et façon globale (« spot »).

Sur le plan statistique, pour comparer les volontaires sains et les patients PR, les résultats étaient ajustés aux facteurs suivants, genre, âge, et main dominante, dans un modèle linéaire à effet mixte. L'impact de l'évaluation clinique (DAS28 [Disease activity score] et HAQ [Health Assessment Questionnaire]) sur la température des articulations a été évalué dans le même modèle statistique. Le coefficient de Pearson a été utilisé pour évaluer la corrélation entre l'évaluation clinique et la température moyenne de l'ensemble des articulations.

Les patients restaient 15 minutes au repos avant de débiter la prise des images thermiques. La caméra FLIR T300 était placée à une distance fixe de 50 cm par rapport au sujet. Le sujet plaçait ses mains dans une attelle standardisée afin de s'assurer du bon positionnement à chaque manipulation. La description de la forme et du matériau de l'attelle n'était pas mentionnée. La température ambiante de la salle était maintenue à $22 \pm 0,5$ °C.

Les 30 sujets sains inclus étaient âgés en moyenne de $26,3 (\pm 7,23)$ ans. Il n'y avait pas de différence significative entre les températures observées le matin et l'après-midi (différence de $0,6$ °C [IC 95 % : $0,7-1,9$, $p : 0,342$]). La température de la main droite était significativement plus chaude que la main gauche, même après ajustement sur le facteur main dominante (différence $0,5$ °C [IC 95 % : $0,2-0,8$, $p : 0,005$]).

Les 49 PR incluses étaient âgées en moyenne de $57,85 (\pm 13,69)$ ans et avaient une durée de la maladie de $15,5 (9,5-25)$ ans. Il n'a pas été mis en évidence de corrélation entre la température de

l'ensemble des articulations et le HAQ (coefficient de corrélation 0,64 [p : 0,056]) ni avec le DAS28 (coefficient 0,43 [p : 0,013]). La température des articulations était plus élevée chez les patients PR que chez les sujets sains, au niveau des MCP (différence de 2,56°C [IC 95 % 1,4-3,7], p < 0,001) et des IPP (différence de 2,72°C [IC 95 % 1,2-4,3], p < 0,001).

Dans cette étude, la comparaison ne se faisait qu'avec l'examen clinique et ne prenait pas en compte la recherche de synovites à l'échographie. Or, nous avons vu plus haut que l'examen clinique n'est pas bien corrélé à l'échographie ou l'IRM pour le diagnostic de synovite. On peut supposer que l'absence de corrélation entre la température des articulations et la présence de synovites cliniques pourrait être expliquée par le non-calibrage de la caméra thermique [non détaillé dans l'étude], ou par le choix de leur gold standard [examen clinique], sans données échographiques.

Notre objectif, dans cette étude pilote, était d'évaluer l'activité de la maladie avec la caméra FLIR One chez les patients avec polyarthrite rhumatoïde au niveau des mains et poignets en pratique quotidienne.

Dans un premier temps, nous avons étudié les sources de variations et d'erreurs de mesure des images thermiques pris avec la caméra FLIR One chez le sujet sain.

Puis dans un deuxième temps, nous avons étudié la reproductibilité de l'outil en comparant plusieurs images thermiques effectués avec de la caméra FLIR One et en déterminant la concordance entre différentes mesures effectuées sur un même sujet, chez le sujet sain et la PR.

Puis dans un troisième temps, nous avons évalué la validité de cet outil en déterminant la concordance de ses résultats avec ceux des gold standards actuellement utilisés pour évaluer l'activité de la PR, à savoir l'examen clinique [DAS 28, CDAI, SDAI] et l'échographie.

II. 1^{ère} partie : Étude des sources de variations et d'erreurs de mesure avec la caméra FLIR ONE

II.1. Introduction

La caméra thermique FLIR one possède 2 types de caméra : une caméra thermique LEPTON enregistrant les images thermiques et une caméra VGA à lumière visible apportant des détails physiques. Cette spécificité permet de fusionner les images des 2 caméras pour créer des images thermiques présentant un niveau de détails et une résolution supérieurs aux images thermiques classiques (image 5).

Le capteur FLIR One produit des images thermiques, de dimensions 640 X 480 en dynamiques 8 bits.

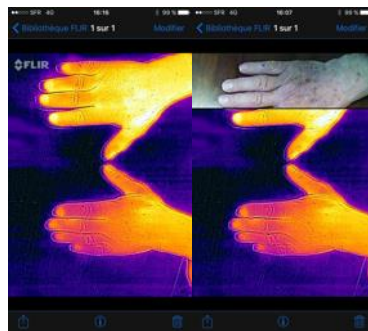


Image 5 : L'image thermique et de la photographie « en lumière visible » sont superposées sur l'écran du smartphone

La caméra FLIR one se connecte facilement aux produits android/Iphone comportant un port micro USB [image 6].



Image 6 : Caméra thermique FLIR One, se connectant à un smart phone

D'après les données de fabrication de la caméra FLIR One, elle permet de mesurer des températures en tout point d'une scène comprise entre -20 °C et 120 °C. Elle permet aussi de détecter des différences de températures de l'ordre de 0,1 °C. Elle donne une image avec une palette de couleurs,

pouvant être modifiée, et une mesure de température [curseur non déplaçable, au centre de l'image].

La prise d'images thermiques est influencée par de nombreux facteurs, notamment l'environnement, les caractéristiques des patients et la caméra thermique elle-même.

L'objectif de cette partie est d'identifier ces différents facteurs afin de limiter le risque de biais de mesure.

Une erreur de mesure est la différence entre la valeur mesurée d'une grandeur et une valeur de référence. Ces erreurs élémentaires sont dues aux facteurs inhérents au système du processus de mesure : le mesurande [grandeur que l'on cherche à mesurer], le moyen de mesure, l'opérateur, la méthode, et le milieu [59].

Nous aborderons donc dans cette partie ces différents facteurs, avec l'étude des sources de variation de la mesure automatisée des images thermiques en étudiant successivement l'environnement et les caractéristiques du patient. Il sera ensuite étudié le calibrage de la caméra thermique avec la comparaison de ses différents modes. Et enfin, il sera exposé les modalités de prise du cliché thermique par la caméra FLIR one.

Pour chaque thème, nous exposerons les connaissances actuelles de la littérature, les expérimentations que nous avons menées et leurs résultats.

II.2. Matériel et méthodes

II.2.1. Étude des sources de variation de la mesure automatisée des images thermiques

II.2.1.1. Environnement

II.2.1.1.1. Température ambiante

La peau échange de la chaleur avec le milieu ambiant, et le sens et l'intensité de ces échanges dépendent de la température de l'environnement et du pouvoir d'isolation thermique de la peau.

La thermorégulation repose sur un équilibre constant entre les apports et les pertes de chaleur de notre organisme [60].

La température ambiante doit donc être la plus stable possible, afin de ne pas interférer sur la température cutanée. Selon les recommandations pour l'utilisation de la thermographie en clinique [Standards and Protocols in Clinical Thermographic Imaging, September 2002], les clichés doivent être pris dans une pièce à température maintenue entre 18 °C et 23 °C [67].

L'application de ces recommandations est retrouvée dans d'autres études de la littérature. En effet, dans les études utilisant également une caméra FLIR One, la température était stable, en moyenne à 23,4 °C [61] ou 22 °C [62].

Devant l'existence de recommandations antérieures, nous n'avons pas renouvelé dans notre étude les mesures pour déterminer la fourchette optimale de la température ambiante.

La caméra FLIR One possède un capteur qui s'adapte à la plage de température de la température ambiante, qui, selon le fabricant, modifie automatiquement la palette de couleurs thermiques.

Pour objectiver ce phénomène, devant l'absence de données dans la littérature, nous avons réalisé une image thermique avec la caméra FLIR one d'une plaque sortant du congélateur sur un bureau [qui lui était à température ambiante].

Nous avons ensuite renouvelé cette opération avec une plaque préalablement chauffée au four à 180°.

Nous avons alors observé que la caméra FLIR One modifiait effectivement automatiquement sa palette de couleurs en fonction de l'environnement [plaque surgelée ou la plaque chauffée].

Le bureau qui était présent sur les deux images thermiques était en jaune foncé sur l'image avec la plaque réfrigérée, alors qu'il était dans les tons bleus sur l'image avec la plaque chauffée.

Il en résultait donc qu'une couleur donnée pouvait correspondre à différentes températures en fonction de l'environnement ambiant.

Devant cette observation, il apparaît encore plus important que la température ambiante soit stable et entre 18 et 23°, afin de limiter ce phénomène.

Toutefois, courant 2018, le fabricant de la caméra a fait une mise à jour avec la possibilité de verrouiller la gamme de couleurs, et ainsi bloquer l'adaptation automatique en fonction de la température ambiante. Toutefois, cette manœuvre devait se répéter à chaque manipulation, car le verrouillage de la gamme de couleurs était suspendu à chaque extinction de la caméra FLIR One.

Nous avons renouvelé les expériences précédentes [prise de photo avec une plaque surgelée et chaude sur un bureau]. Nous avons alors observé qu'après verrouillage de la gamme de couleurs, il n'y avait pas de modification de la palette de couleurs en fonction de l'environnement. Le bureau conservait la même couleur sur les deux images, que ce soit avec la plaque réfrigérée ou chauffée.

Concernant la palette de couleurs, l'application FLIR One offrait un choix de plusieurs palettes avec des couleurs vairées. Nous avons choisi la palette de couleurs « Fer » qui était choisie par défaut par l'application.

II.2.1.1.2. Matériaux

*** Conduction**

La conductivité thermique est l'aptitude d'un matériau à transférer la chaleur. Elle dépend principalement de la nature d'un matériau, de la température ambiante, de l'humidité et la pression atmosphérique.

Dans les articles de physique, la conductivité thermique du fer est d'environ de $80 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$, du bois de chêne de $0,16 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ et du contreplaqué de $0,11$ à $0,15 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$ [63,64].

Nous avons voulu tester l'impact de cette conductivité sur les images thermiques de la caméra FLIR One.

Nous avons testé différents matériaux : une plaque de métal en aluminium, du bois brut, du bois stratifié d'un bureau de travail et une plaque de plastique).

La main d'un sujet sain était posée pendant une minute sur chacun des matériaux, puis retirée. L'image thermique était alors réalisée juste après le retrait de la main, à une distance d'environ 20 cm.

Nous avons observé que l'image de la main était la plus nette sur la plaque de métal.

Au contraire, l'image de la main était moins nette sur les autres matériaux, bois brut, bois stratifié ou plastique, de façon comparable pour ces trois matériaux.

Ces résultats étant en adéquation avec les données de la littérature, cette expérimentation n'a pas été renouvelée.

Il en résulte donc le métal conduit davantage la chaleur que le bois ou le plastique.

*** Rémanence**

La rémanence est la persistance partielle d'un phénomène après disparition de sa cause.

Dans notre cas, il s'agit de la persistance de traces de chaleur alors que la source est enlevée.

À notre connaissance, il n'existe pas dans la littérature d'étude de la rémanence de chaque matériau.

Afin d'évaluer leur temps de rémanence, nous avons réalisé des images thermiques de différents matériaux (métal, bois brut et stratifié, plastique), après retrait des mains (source de chaleur). Les clichés étaient pris à une distance d'environ 20 cm, toutes les minutes, afin d'évaluer le temps nécessaire pour que les traces de chaleur disparaissent sur l'image thermique.

Il en résulte que le métal est très peu rémanent : les traces thermiques des mains disparaissaient après 1 min. Au contraire, après 1 min, on observe une persistance de ces traces thermiques sur le bois et le plastique. Cinq minutes étaient nécessaires pour que les traces thermiques disparaissent sur ces deux matériaux.

*** Réflexion**

La réflexion est le brusque changement de direction d'une onde à l'interface de 2 milieux.

En photométrie, le facteur de réflexion est la proportion de lumière réfléchi par la surface d'un matériau. Elle est définie comme le rapport entre le flux lumineux réfléchi et le flux lumineux incident.

Dans les articles de physique, il est décrit que l'aluminium possède un facteur de réflexion de 0,6, le bois verni de 0,35 et le verre de 0,08 (65).

Ce paramètre explique donc l'influence des sources de chaleur avoisinantes, notamment sur l'arrière-plan de l'image thermique.

Afin d'estimer le facteur de réflexion des matériaux susceptibles d'être utilisés comme support dans notre étude (métal, bois brut et stratifié, plastique), nous avons réalisé une image thermique de chacun de ces matériaux, avec à proximité une lampe à ampoule halogène (source de chaleur), afin de reproduire le phénomène de réflexion.

L'image thermique d'un miroir a été réalisée avec la lampe à proximité. L'image thermique retrouvait un spot lumineux avec un jaune très clair, correspond à une des températures les plus chaudes. Nous avons pris le miroir comme référence, en considérant qu'il avait un facteur de réflexion de 100 %.

En comparant la couleur la plus chaude de l'image thermique de chaque matériau à la référence obtenue avec du miroir, nous avons calculé leur facteur de réflexion. Il en résulte que le facteur de réflexion du métal est à environ 99 %, du bois stratifié à 40 %, du plastique à 8 % et du bois brut à 1 %.

Le métal possède donc un facteur de réflexion très élevé contrairement au plastique ou au bois brut.

II.2.1.2. Patient

La température cutanée est influencée par des facteurs exogènes et endogènes du patient.

II.2.1.2.1. Facteurs exogènes

La température cutanée met environ 10 minutes pour se stabiliser (71). Il existe des recommandations pour l'utilisation de la thermographie en clinique (Standards and Protocols in Clinical Thermographic Imaging, September 2002), conseillant qu'avant la prise de l'image thermique, le patient soit resté 15 minutes au repos et qu'il ait enlevé tous les bijoux et vêtements au niveau des zones d'intérêt (poignets et mains) (67). Elles préconisent aussi que le patient ne doive pas fumer dans les 30 min précédant la prise des images thermiques, qu'il ne doit pas avoir de coups de soleil, ni de brûlures cutanées (67).

Devant l'existence de ces recommandations, nous n'avons pas fait d'expérimentations supplémentaires afin de déterminer les précautions à prendre avant la prise des images thermiques.

II.2.1.2.2. Facteurs endogènes

L'augmentation de la température par des causes endogènes peut faire augmenter la température cutanée (60). Selon les recommandations suscitées (67), le patient doit donc être apyrétique pour bénéficier de la prise d'images thermiques. Nous n'avons pas comparé les images thermiques de patients apyrétiques ou présentant une fébricule ($> 38^{\circ}\text{C}$) ou une fièvre.

II.2.2. Calibrage de la caméra thermique, afin de minimiser l'erreur de mesure

Concernant le calibrage de la caméra thermique, il n'y a pas, à notre connaissance, de données dans la littérature. Les articles s'intéressant à une caméra thermique FLIR (FLIR T300 ou FLIR One) n'ont pas rapporté le détail du calibrage de la caméra.

Afin de déterminer au mieux les réglages les plus adéquates possible, nous avons réalisé des manipulations concernant la distance de prise des images, le mode d'émissivité et le calibrage automatique/non automatique.

FLIR One possédant une application smartphone, a permis l'acquisition de mises à jour, améliorant certains paramètres de la caméra au cours de notre étude.

II.2.2.1. Distance

Comme précédemment décrit, la caméra thermique FLIR One possède une caméra thermique LEPTON et une caméra VGA à lumière visible, et fusionne les images de ces 2 caméras pour créer des images thermiques.

Lors de notre recherche expérimentale, nous avons mis en évidence que lorsque la caméra FLIR One s'approchait trop près de sa cible, il existait un décalage entre l'image thermique et l'image standard. Après avoir contacté le fabricant de FLIR One, il nous a bien été mentionné que ce décalage pouvait fausser la mesure de la température cutanée d'une zone d'intérêt.

Nous n'avons pas retrouvé de données dans la littérature concernant ce phénomène.

Afin de confirmer ce point, nous avons réalisé l'image d'une main avec différentes distances entre le capteur et la surface cutanée : environ 20 cm, 40 cm et 60 cm. La caméra FLIR One n'a pas pu être fixée, mais la distance était mesurée avec un mètre ruban. Cette manipulation a été répétée sur trois sujets volontaires sains.

Il a été mis en évidence pour les 3 sujets, que le décalage des deux images (visuelles/thermiques) était plus marqué pour la distance de 20 cm. Pour les distances à 40 cm et 60 cm, le décalage entre les deux images était toujours présent, mais moins prononcé que pour la distance de 20 cm.

Ce phénomène de décalage est donc constant, mais moins prononcé pour les distances de 40 et 60 cm.

Toutefois, dans le courant de l'année 2018, une mise à jour a été réalisée avec la possibilité de faire correspondre l'image thermique de l'image visible, manuellement, à l'aide d'une molette digitale. Nous n'avons donc plus été confrontés à ce problème pour la suite des expérimentations.

II.2.2.2. Mode d'émissivité

Dans la caméra FLIR One, il existe 4 modes d'émissivité, utilisés selon le type de surface : mat, semi-mat, semi-brillant ou brillant.

Nous avons choisi de comparer ces quatre modes entre eux afin de sélectionner le mode d'émissivité le plus adéquat, pour limiter le risque d'erreur de mesure.

Sur les images thermiques de la caméra FLIR One, il est possible d'afficher un curseur sur l'image thermique indiquant une température en degrés Celsius.

Nous avons donc relevé grâce au curseur de la caméra, pointé sur chaque articulation cible (poignets, MCP et IPP) d'une main, une température pour chaque mode d'émissivité, chez un sujet sain.

En comparaison, la même manipulation était réalisée avec un thermomètre cutané Physitemp BAT-12, au niveau des mêmes zones d'intérêt. La sonde du thermomètre cutané était collée au niveau des zones d'intérêt. Nous appellerons la température relevée par le thermomètre cutané « température de référence ».

Le diagramme 1 correspond à la mesure de la température en °C relevée par les appareils suivants : la caméra FLIR One (4 modes) et le thermomètre Physitemp BAT-12, pour chaque articulation (poignets, MCP 2 à 5 et IPP 2 à 5) du sujet sain. Les points bleu marine correspondent au mode Matte, ceux en rouges au mode semi-matte, ceux en gris au mode semi-glossy, ceux en verts au mode Glossy et ceux en bleus clairs à la température de référence.

Le diagramme 1 et le tableau 1 montrent que les mesures faites avec les modes semi-glossy le mode glossy sont très éloignées de la température cutanée de référence ; au contraire, le mode Matte est le plus proche de la température cutanée de référence.

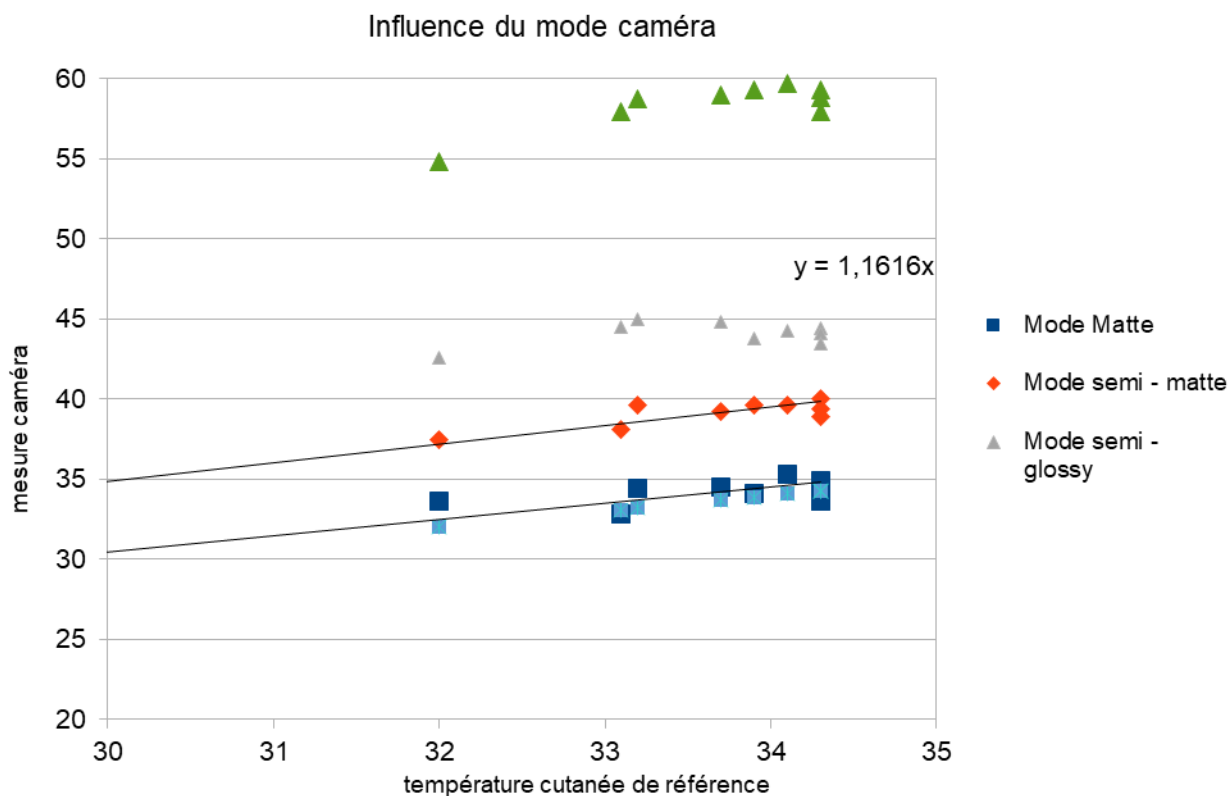


Diagramme 1 : Influence du mode d'émissivité de la caméra thermique

Modes	Poignet	2 MCP	3 MCP	4 MCP	5 MCP	2 IPP	3 IPP	4 IPP	5 IPP	Corrélation
Matte	33,6	32,8	34,4	34,5	34,1	34,9	35,3	34,2	33,6	0,479920
Semi - matte	37,5	38,1	39,6	39,2	39,6	40	39,6	39,4	38,9	0,793218
Semi - glossy	42,6	44,5	45	44,8	43,8	44,4	44,3	44,1	43,5	0,377143
Glossy	54,8	57,9	58,7	59	59,3	58,8	59,7	59,3	57,9	0,818019
T° référence	32	33,1	33,2	33,7	33,9	34,3	34,1	34,3	34,3	

Tableau 1 : Modes d'émissivité et leur facteur de corrélation avec la mesure de la température cutanée avec le thermomètre Physitemp BAT-12

Les modes Matte à Glossy sont utilisés dans le bâtiment pour s'adapter aux surfaces les plus mates aux plus brillantes. Le mode Matte est donc utilisé dans le bâtiment pour les surfaces les plus mates. Le mode Matte a un facteur de corrélation significatif (0,48) et de plus, la surface cutanée se rapproche le plus d'une surface mate. Le mode Matte paraît donc le plus adapté dans le cadre de notre étude.

II.2.2.3. Calibration automatique ou sans calibration automatique

La caméra thermique laisse le choix de son calibrage : avec ou sans calibration automatique.

Afin d'évaluer le calibrage le plus adapté à la réalisation de nos images thermiques, nous avons relevé grâce au curseur de la caméra, pointé sur chaque articulation cible (poignets, MCP et IPP), une température pour chaque mode d'émissivité, chez trois sujets sains (tableau 2).

En comparaison, la même manipulation était réalisée avec un thermomètre cutané « Physitemp BAT-12 », au niveau des mêmes zones d'intérêt. La sonde du thermomètre cutané était collée au niveau des zones d'intérêt (tableau 2).

Le diagramme 2 représente la mesure des températures relevée par les appareils : la caméra FLIR one et le thermomètre Physitemp BAT-12, pour chaque articulation (poignets, MCP 2 à 5 et IPP 2 à 5) de chaque sujet sain, d'une part avec la calibration automatique et d'autre part sans la calibration automatique.

Selon le diagramme 2, la fonction de la courbe met en évidence une meilleure corrélation sans calibrage automatique ($y = 1,0876x - 0,1345$) qu'avec calibrage automatique ($y = 0,7514x + 9,8323$).

Le tableau 3 montre un fort facteur de corrélation avec calibrage automatique (0,612) pour le sujet sain 1, alors que le facteur de corrélation était négatif pour le sujet sain 2.

Il semblerait que la caméra thermique soit sensible aux variations ambiantes sur le mode « avec calibrage automatique ».

Les facteurs de corrélation avec mode « sans calibrage automatique » étaient 0,461 pour le sujet sain 1, 0,465 pour le sujet sain 2 et 0,025 pour le sujet 3. Il n'y a pas de facteur de corrélation négatif. Le mode « sans calibrage automatique » semble donc plus adapté dans le cadre de notre étude.

En comparant les mesures de températures « avec calibrage automatique » et « sans calibrage automatique » aux mesures de référence, on a observé une différence moyenne de $2,51 \pm 1,6$ °C avec le calibrage automatique, et de $2,76 \pm 1,22$ °C sans calibrage automatique (tableau 4).

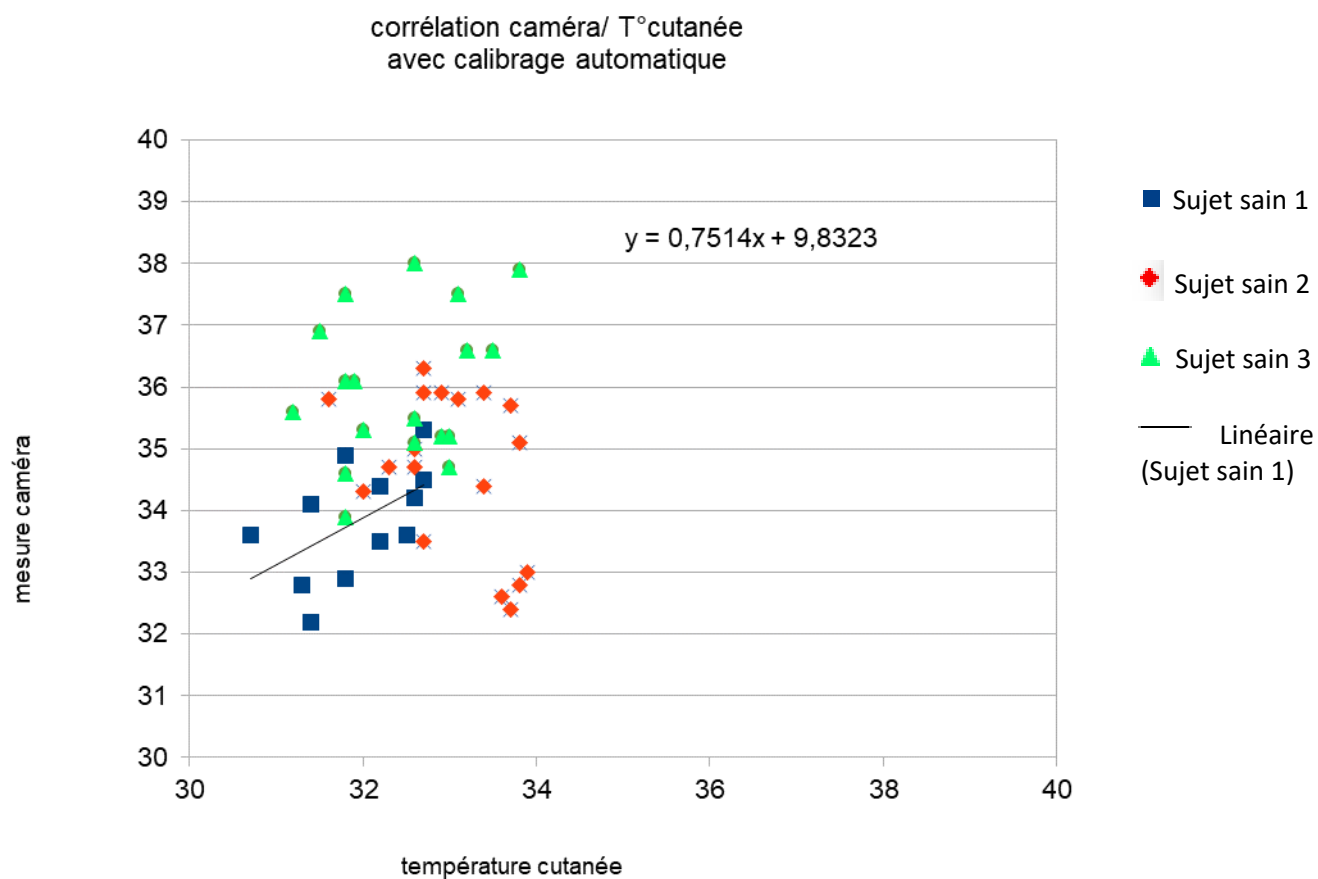
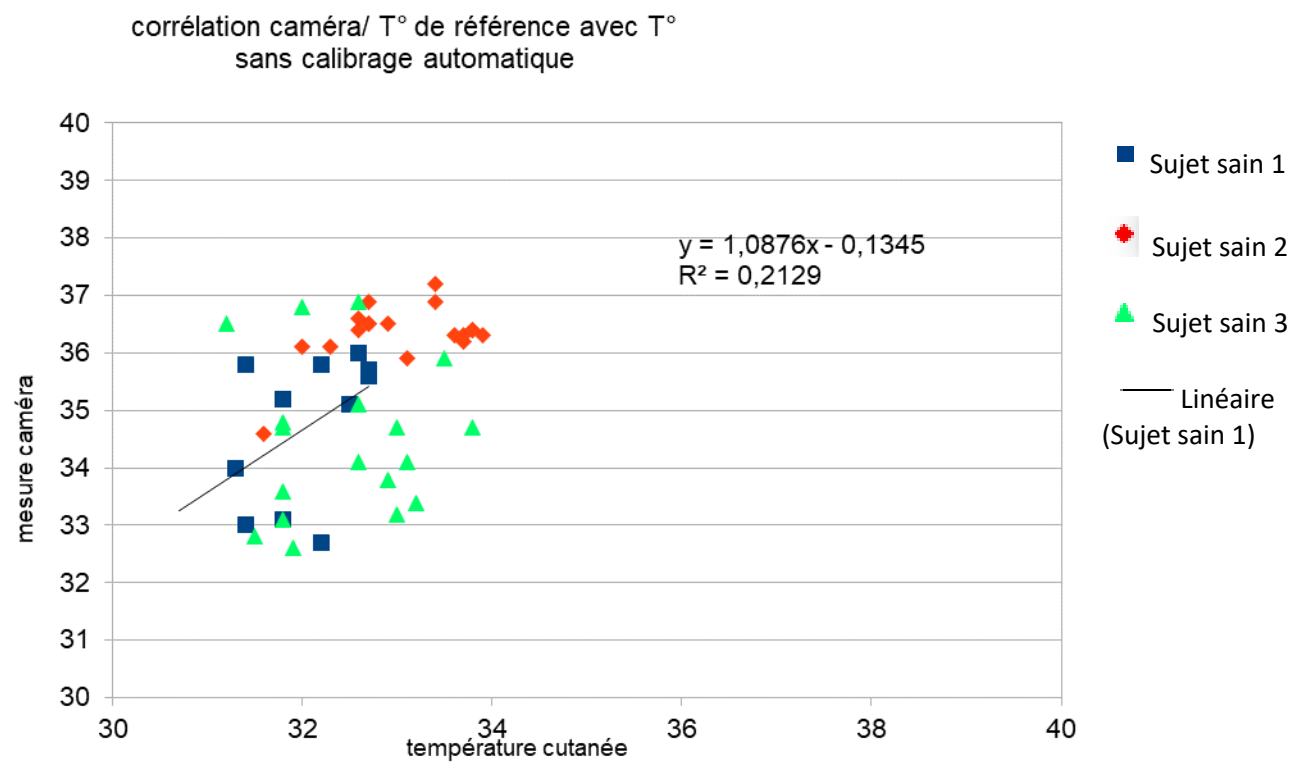


Diagramme 2 : Influence du mode de calibrage de la caméra thermique

Sujet sain 1	Poignet gauche	2 MCP gauche	3 MCP gauche	4 MCP gauche	5 MCP gauche	2 IPP gauche	3 IPP gauche	4 IPP gauche	5 IPP gauche
Avec calibrage automatique	33,6	32,8	34,4	34,5	34,1	34,9	35,3	34,2	33,6
Sans calibrage automatique	32,7	34,0	35,8	35,6	35,8	35,2	35,7	36,0	35,1
Température référence	30,7	31,3	32,2	32,7	31,4	31,8	32,7	32,6	32,5

Sujet sain 2	Poignet gauche	2 MCP gauche	3 MCP gauche	4 MCP gauche	5 MCP gauche	2 IPP gauche	3 IPP gauche	4 IPP gauche	5 IPP gauche
Avec calibrage automatique	35,9	34,3	34,7	34,4	33,5	32,4	32,6	32,8	33,0
Sans calibrage automatique	36,9	36,1	36,1	36,9	36,5	36,3	36,3	36,4	36,3
Température référence	32,7	32,0	32,3	33,4	32,7	33,7	33,6	33,8	33,9
Poignet droit	2 MCP droite	3 MCP droite	4 MCP droite	5 MCP droite	2 IPP droite	3 IPP droite	4 IPP droite	5 IPP droite	
Avec calibrage automatique	35,8	35,7	35,9	35,8	35,0	36,3	35,9	34,7	35,1
Sans calibrage automatique	34,6	36,2	36,5	35,9	36,4	36,5	37,2	36,6	36,4
Température référence	31,6	33,7	32,9	33,1	32,6	32,7	33,4	32,6	33,8

Sujet sain 3	Poignet gauche	2 MCP gauche	3 MCP gauche	4 MCP gauche	5 MCP gauche	2 IPP gauche	3 IPP gauche	4 IPP gauche	5 IPP gauche
Avec calibrage automatique	36,1	36,9	36,1	38,0	37,5	36,6	36,6	37,9	37,5
Sans calibrage automatique	33,6	32,8	32,6	34,1	33,1	35,9	33,4	34,7	34,1
Température référence	31,8	31,5	31,9	32,6	31,8	33,5	33,2	33,8	33,1
Poignet droit	2 MCP droite	3 MCP droite	4 MCP droite	5 MCP droite	2 IPP droite	3 IPP droite	4 IPP droite	5 IPP droite	
Avec calibrage automatique	33,9	34,7	35,2	35,2	34,6	35,5	35,1	35,3	35,6
Sans calibrage automatique	34,7	33,2	33,8	34,7	34,8	35,1	36,9	36,8	36,5
Température référence	31,8	33,0	32,9	33,0	31,8	32,6	32,6	32	31,2

Tableau 2 : Comparaison des températures : températures de référence, températures avec calibrage automatique, températures sans calibrage automatique

	Sujet sain 1		Sujet sain 2		Sujet sain 3	
	avec calibrage	sans calibrage	avec calibrage	sans calibrage	avec calibrage	sans calibrage
Facteur de corrélation	0,612	0,461	-0,421	0,465	0,284	0,025

Tableau 3 : Mode de calibrage et leur facteur de corrélation

Dans la littérature, Costa et al. (72) ont étudié l'évolution de la température cutanée au cours des 24 heures d'une journée. La caméra thermique portable TIR-25 fournissait une image thermique de l'ensemble du corps. Des zones d'intérêt étaient définies au niveau de la poitrine, de l'abdomen, des bras et avant-bras, des cuisses et jambes étaient réalisées, en vues antérieure et postérieure. Les images thermiques étaient réalisées à différents horaires (7h, 11h, 15h, 19h et 23h). Ces images étaient analysées par un logiciel informatique SmartView® version 2.1 et la température moyenne de toutes zones d'intérêt était calculée. Ce travail montre que la température cutanée, mesurée avec une caméra thermique portable TIR-25 varie au cours de la journée. Les variations pouvaient aller de 28,0 à 31,4 °C au niveau des mains (71).

Concernant les variations de température avec la caméra thermique, Fraiwan L et al (70), a comparé des températures mesurées avec la caméra thermique FLIR One et avec un thermomètre infrarouge. Ils ont montré que FLIR One rapportait une température supérieure de 2°C à celle obtenue avec le thermomètre infrarouge.

Le calibrage utilisé de la caméra thermique n'est jamais précisé dans les articles cités.

Au total, la température relevée avec la caméra FLIR One ne reflète pas exactement la température cutanée. La caméra FLIR One surestime la température de $2,51 \pm 1,60^{\circ}\text{C}$ avec le calibrage automatique et de $2,76 \pm 1,22^{\circ}\text{C}$ sans le calibrage automatique (tableau 4).

	Avec calibrage automatique	Sans calibrage automatique
Différence des températures moyennes de l'ensemble des articulations par rapport à la température de référence (écart-type)	2,51 (1,60)	2,76 (1,22)

Tableau 4 : Différence entre températures cutanées relevées, et avec/sans calibrage automatique

II.2.3. Prise du cliché thermique

Concernant la prise des clichés thermiques, à notre connaissance, il n'y a pas de données dans la littérature. Les articles s'intéressant à la caméra thermique portable n'ont pas rapporté le détail de la prise des images.

Nous avons réalisé une cinquantaine d'images thermiques sur une période de 6 mois, pour optimiser la prise des images thermiques, et avons découvert que le mauvais positionnement des doigts ou avant-bras, la présence d'un syndrome Raynaud ou la froideur des extrémités, la visualisation d'un arrière-plan sur l'image pouvaient rendre difficile la lecture des images thermiques par le logiciel GipsVision (description du logiciel page 34.).

De toutes ces observations, nous en avons donc déduit qu'il était nécessaire de bien visualiser les mains et avant-bras (au moins 15 cm au-delà du poignet). Les avant-bras doivent être bien parallèles entre eux et les mains doivent être bien à plat avec les doigts bien écartés, sans que les pouces ne se touchent pour une analyse correcte de l'image thermique par le logiciel GipsVision (image 7).

De plus, il faut éviter de prendre deux plans sur une même image thermique (image 8).



Image 7 : Image représentant des doigts trop rapprochés et des pouces se touchant



Image 8 : L'image thermique est prise de telle façon qu'on visualise le reste du corps du patient et le sol. Cet arrière-plan rend difficile la détection des zones d'intérêts par le logiciel GipsVision

II.3. En conclusion

L'ensemble de notre recherche expérimentale nous a permis d'optimiser les conditions de réalisation des images thermiques. En effet, nous avons pu observer que la température ambiante, les réglages et les mises à jour de la caméra, les matériaux environnants pouvaient influencer significativement la qualité des images thermiques et leur interprétation.

Nous avons ainsi élaboré les recommandations suivantes, basées sur les recommandations existantes et sur nos observations, pour la suite de nos travaux :

- La température ambiante de la salle doit être le plus stable possible et sera fixée entre 20 et 22°C.
- La palette de couleurs de la caméra FLIR One « Fer » sera sélectionnée.
- La gamme de couleurs de la caméra peut être verrouillée pour ne pas s'adapter automatiquement à la température ambiante. Ce verrouillage doit se faire manuellement à chaque mise en route de la caméra.
- Le patient positionnera ses mains et avant-bras sur un support en bois, matériau ayant le meilleur compromis entre les phénomènes de conduction, rémanence et réflexion. On ne mettra pas de source de chaleur à proximité de la prise des clichés afin de limiter le phénomène de réflexion (ordinateur, échographe, lampe de travail, radiateur ...). Il est préconisé d'attendre 5 minutes avant de réutiliser le même plan de travail, pour limiter le phénomène de rémanence du bois. En d'autres termes, le patient ne devra pas poser les mains sur le support hormis pour la prise des images thermiques.
- Le patient devra rester 15 minutes au repos, enlever tous ses bijoux et vêtements au niveau des zones d'intérêt (poignets et mains), ne pas fumer dans les 30 min précédant la prise de clichés thermiques, et ne pas présenter de coups de soleil ni de brûlures cutanées. On prendra systématiquement sa température auriculaire du patient pour s'assurer de l'absence de fébricule ou de fièvre.
- Le cliché devra être pris à une distance entre 40 et 60 cm pour éviter le décalage entre photographie standard et image thermique. En cas de décalage, la molette digitale apparue lors de la dernière mise à jour permettra d'ajuster les images.
- Le calibrage de la caméra FLIR One, en prenant en compte tous les éléments, sera réglé sur le mode Matte et sans calibrage automatique.
- Pour faciliter la reconnaissance des zones d'intérêt, la prise d'images devra visualiser les mains avec les doigts bien écartés et sans contact les pouces entre eux. Les avant-bras devront être visibles 15 cm au-delà des poignets et être bien parallèles. Un seul plan doit être pris (exemple : ne pas prendre un cliché où il est visualisé à la fois les mains et le sol).

III. 2^{ème} partie : Reproductibilité de l'outil

III.1. Introduction

La première partie de notre étude nous a permis de montrer que la prise d'images thermiques des mains et poignets avec la caméra FLIR One était reproductible, dans certaines conditions que nous utiliserons dans les 2 autres parties du travail.

L'objectif suivant de notre travail était d'automatiser la lecture des images thermiques (acquisition et interprétation) et d'en évaluer les qualités métrologiques. Pour ce faire, nous avons élaboré, avec l'entreprise GipsVision un logiciel de détection automatique de régions d'intérêt (ROI), en l'occurrence les poignets, MCP 2 à 5 et IPP 2 à 5 et nous avons évalué la reproductibilité de cette mesure automatisée de la température moyenne des ROI par la caméra FLIR One, chez une population de sujets sains et de sujets atteints d'un rhumatisme inflammatoire chronique.

III.2. Matériels et Méthodes

III.2.1 *Acquisition des images thermiques*

L'acquisition des images a été faite selon les recommandations élaborées dans la première partie de l'étude.

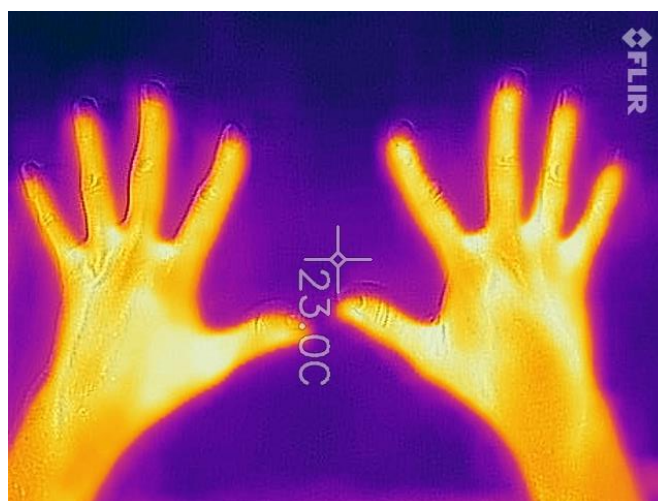


Image 9 : Image thermique, avec la palette de couleurs « Fer »

III.2.2. Interprétation des images thermiques

Afin d'interpréter ces images thermiques, nous avons développé un logiciel expérimental permettant une lecture automatisée de ces images obtenues avec la caméra FLIR ONE. Le logiciel détecte automatiquement 11 ROI pour chaque main (poignet, carpe, MCP 2-5 et IPP 2-5 et une zone saine au niveau de l'avant-bras) et relève la température moyenne des ROI (GipsVision) (Figure 1).

Pour la construction des ROI, le logiciel GipsVision délimite la main, grâce à la détection de la chaleur qu'elle émet, ce qui la différencie du plan de travail (température plus froide) (Figure 1a). La délimitation de la main permet de positionner l'extrémité des doigts, l'inflexion du poignet, l'axe de l'avant-bras et le centre du carpe. Grâce à ces marquages, les ROI des MCP et IPP sont automatiquement fixées sur l'image thermique (Figure 1b). Il n'est pas possible de repositionner les ROI manuellement.

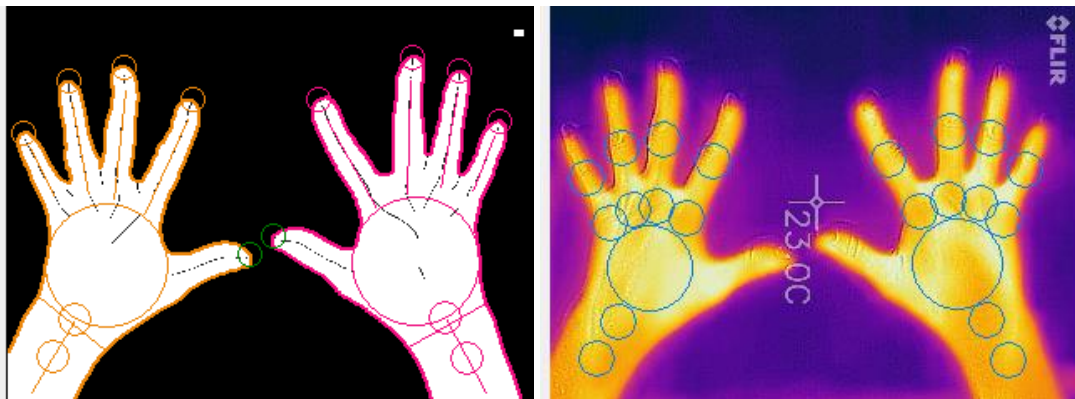


Figure 1 : Détection automatique des 11 ROI

Figure 1a : Construction des ROI

Figure 1b. Captation des ROI

La caméra FLIR One produit une image en couleurs dans une échelle qui va du bleu foncé (pour les températures les plus basses) au jaune clair (pour les températures les plus hautes). Ces couleurs sont arbitraires, c'est à dire qu'en fonction de la palette de couleurs utilisée, chaque couleur ne correspond pas à une température fixe. Le logiciel développé par GipsVision transcrit cette couleur en une valeur numérique sur une échelle linéaire de 0 à 256 (sur 8 bits). Le curseur de la caméra permet de relever en plusieurs endroits des températures données, et d'ainsi étalonner la correspondance entre les valeurs transcrites et les températures réelles en degrés Celsius (°C). Concernant la captation des ROI, le logiciel mesure la moyenne des valeurs à l'intérieur de chaque ROI (Figure 1b) et pour chaque zone de mesure, une valeur brute, convertible en °C (Figure 1c).

Ouvrir Image...	Patient	Sujet PR 18		Fichier Calibrage		...
Test	Categorie	Sujet PR 18		Fichier Résultat	C:\Users\Rhumatologie\Desktop	

Vision								
152	150	148	151	<----- IPP ----->	152	148	151	152
162	163	163	162	<----- MCP ----->	160	162	163	159
				<----- Carpe ----->				
Main Gauche				<----- Poignet ----->	Main Droite			
				<----- Avant-Bras ----->				
	184					171		
	179					168		
	167					163		<input type="checkbox"/> °C

Ouvrir Image...	Patient	Sujet PR 18		Fichier Calibrage		...
Test	Categorie	Sujet PR 18		Fichier Résultat	C:\Users\Rhumatologie\Desktop	

Vision								
36.0	35.9	35.8	36.0	<----- IPP ----->	36.0	35.8	36.0	36.0
36.7	36.8	36.8	36.7	<----- MCP ----->	36.6	36.7	36.8	36.5
				<----- Carpe ----->				
Main Gauche				<----- Poignet ----->	Main Droite			
				<----- Avant-Bras ----->				
	38.3					37.4		
	37.9					37.2		
	37.1					36.8		<input checked="" type="checkbox"/> °C

Figure 1c. Relevé automatique des températures des ROI (en données brutes et en °C)

La reproductibilité de la détection des ROI et des mesures de température a été évaluée avec des clichés pris de manière consécutive et à des distances différentes (variation du positionnement du capteur) et à des temps différents dans la même journée (variation du positionnement des mains et du capteur).

III.2.3. Population

Nous avons inclus 2 groupes de sujets : une population de sujets sains et une population de sujets atteints d'un rhumatisme inflammatoire chronique (RIC) se manifestant par des synovites cliniques.

L'objectif était de recruter 10 patients avec un RIC et 10 sujets sains.

Les critères d'inclusion étaient un âge supérieur à 18 ans et inférieur à 90 ans, l'absence de syndrome de Raynaud, de déformations sévères des mains ou de chirurgie des poignets ou des doigts dans les 3 mois précédents leur inclusion.

Le recrutement des patients a été réalisé en monocentrique, dans le CHU de Sainte Marguerite, dans le service de rhumatologie, à Marseille.

III.2.4. Conditions expérimentales

Nous avons évalué la reproductibilité des mesures dans le groupe sujets sains en prenant d'une part plusieurs clichés à des distances différentes sans que le sujet ne bouge les mains et d'autre part plusieurs clichés à temps et des distances différents après que le sujet ait changé de position des mains.

Pour des raisons pratiques, nous n'avons pas pu réaliser les clichés à des distances fixes. Chaque image devait visualiser l'intégralité des mains (avec doigts écartés) ainsi que 15 cm d'avant-bras par rapport aux poignets. Cette distance minimale pour répondre à ces critères était d'environ 40 centimètres. Un cliché était pris à partir de cette position de référence, puis deux autres clichés étaient réalisés à 50 et 60 cm, respectivement, à un temps T0.

De plus, trois images étaient également réalisées à un intervalle de temps différent (10 minutes soit T10) et également à des distances différentes (40, 50 et 60 cm) afin d'évaluer la reproductibilité des images après changement de position du capteur thermique et des mains.

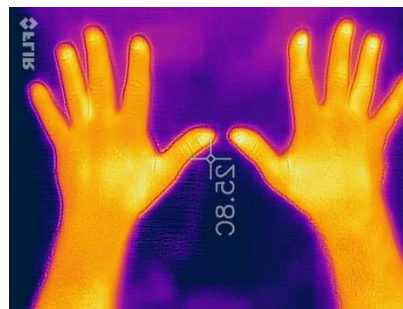


Image 10 : Position des mains et avant-bras dans la position recommandée

Pour évaluer leur niveau d'activité, chaque patient a bénéficié d'une échographie des mains et poignets.

III.2.5. Analyses statistiques

Pour rappel, nous avons observé dans la 1^{ère} partie de notre étude que la caméra FLIR One modifie automatiquement sa palette de couleurs en fonction de l'environnement. De ce fait, les couleurs de l'image thermique sont une extrapolation de la température cutanée des mains, mais ne sont pas strictement corrélées à une température cutanée donnée. Il est donc difficile de comparer les couleurs d'une image thermique à une autre. A notre connaissance, l'ampleur de l'impact de ce biais sur l'évaluation des images thermiques n'est pas connue. Afin d'éviter ce potentiel écueil, nous avons établi un delta de températures entre la température de l'avant-bras (considérée comme zone de référence) et la température d'une articulation donnée (« ΔAB »).

L'intérêt de ce ΔAB est également lié à une variabilité interindividuelle des températures cutanées. En effet, lors de nos expérimentations sur le sujet sain, nous avons observé que chaque individu n'avait pas la même température cutanée (cf. page 28 et 29).

Afin d'évaluer la distribution des températures, chaque température moyenne de ROI d'une articulation donnée a été comparée à la moyenne des ROI de cette même articulation sur l'ensemble de la population étudiée (sujets sains et patients). Cette comparaison a été faite pour l'ensemble des ROI (avant-bras, poignet, carpe, MCP 2 à 5, IPP 2 à 5).

Nous avons étudié 2 façons d'exprimer les températures cutanées extraites à partir des images thermiques :

- Les températures en chiffre absolu, exprimées en degrés Celsius, mesurées au sein de chaque ROI (température moyenne de la ROI)
- Les différences entre la température d'une ROI et la température moyenne de l'avant-bras. En effet, lors de nos expérimentations sur je sujet sain, nous avons observé que chaque individu n'a pas la même température cutanée (cf. page 28 et 29). Afin d'avoir une évaluation indépendante de ce facteur, nous avons aussi comparé la température moyenne de chaque articulation à la température moyenne de l'avant-bras (zone saine). Ce delta de température pour une articulation donnée a été comparé à la moyenne des deltas de cette articulation.

Sur le plan statistique, nous avons comparé :

- La distribution de la différence entre la température moyenne d'une ROI de chaque articulation (poignets, MCP 2 à 5 et IPP 2 à 5) de chaque image thermique par rapport aux moyennes des températures de toutes les images thermiques des ROI de cette même articulation au cours de différents temps de mesure.
- La distribution de la différence entre le ΔAB /articulations de chaque articulation (poignets, MCP 2 à 5 et IPP 2 à 5) de chaque image thermique par rapport à la moyenne des ΔAB /articulations de toutes les images thermiques de cette même articulation au cours des différents temps de mesure.

Ces résultats seront présentés pour tous les individus, puis par groupe (sujets sains et patients).

III.3. Résultats

Nous avons inclus 11 patients avec un RIC présentant des synovites des poignets et/ou des MCP et/ou IPP, et 10 sujets sains, sur la période de mai 2017 à octobre 2017.

Les 10 sujets sains ont eu un total de 56 images thermiques :

Pour 8 sujets sains, 3 images thermiques ont été réalisées à des distances différentes, ainsi que 3 images à des temps différents.

Pour 2 sujets sains, 4 images thermiques ont été réalisées, sans changement de position des mains.

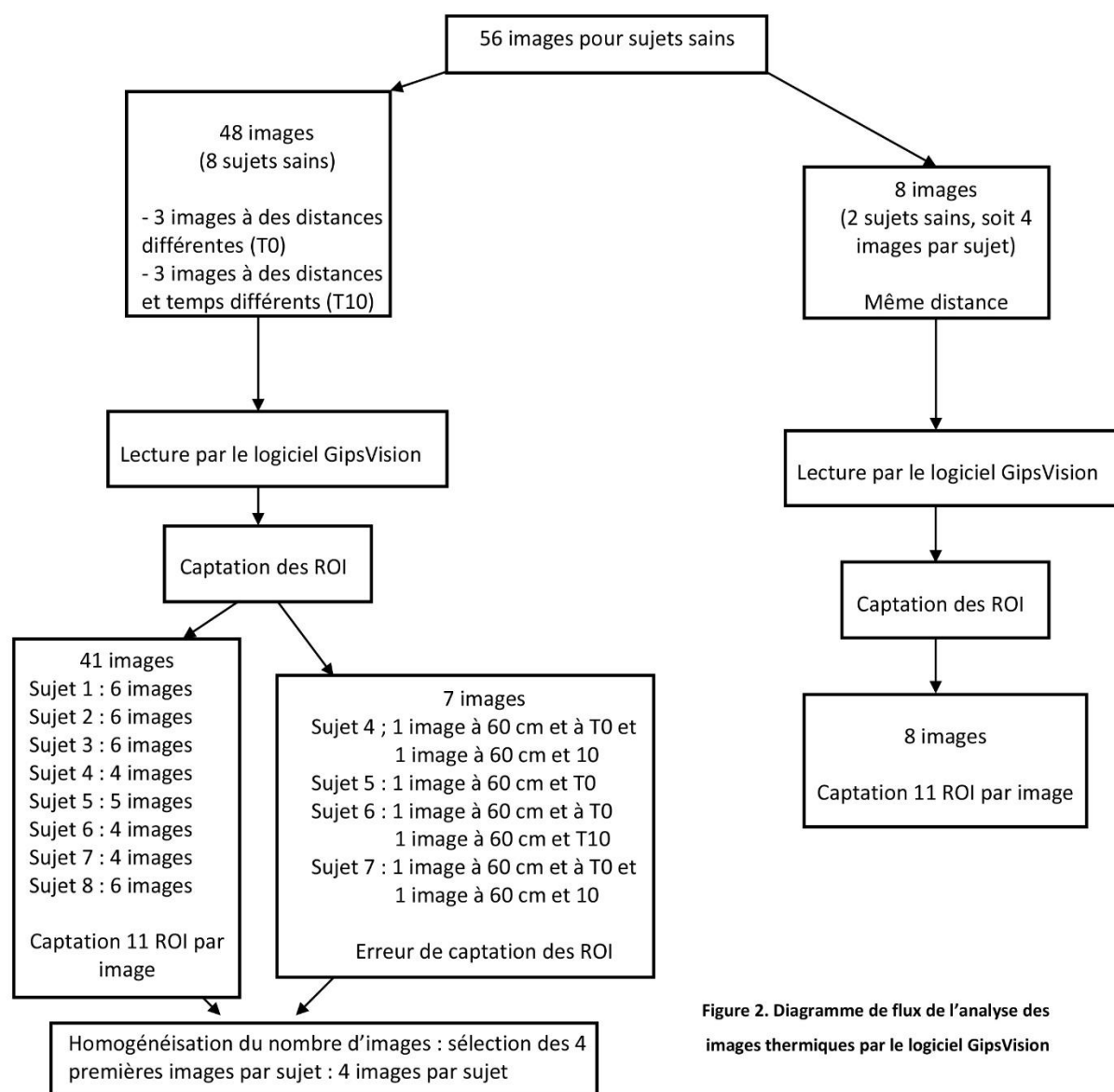


Figure 2. Diagramme de flux de l'analyse des images thermiques par le logiciel GipsVision

Figure 2. Diagramme de flux de l'analyse des images thermiques par le logiciel GipsVision

La figure 2 illustre le flow chart de la lecture d'images thermiques par le logiciel GipsVision pour les 10 sujets sains. Sur les 56 images thermiques réalisées chez les sujets sains, 7 images ont été exclues à cause d'une erreur de captation des ROI par le logiciel GipsVision. Ces 7 images avaient toutes été réalisées avec une grande distance entre le capteur et les mains (environ 60 cm). Les 7 images ont concerné 4 sujets sains : 2 images exclues par sujet sain pour trois d'entre eux et 1 image exclue pour un. A ces distances trop importantes, le logiciel s'est révélé avoir des difficultés pour repérer correctement les ROI. De plus, plus la distance de prise est élevée, plus les ROI se superposaient entre elles (image 11).

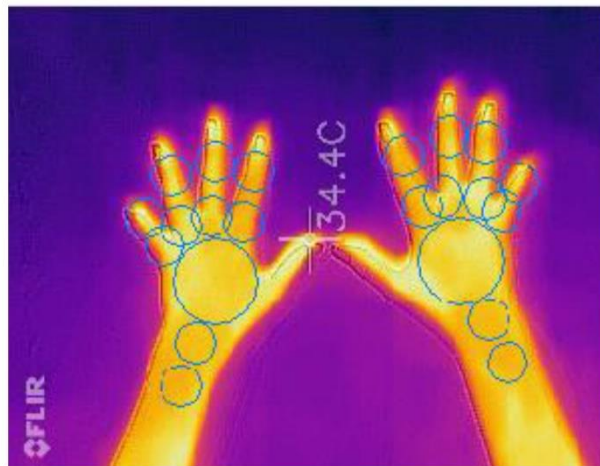


Image 11. Superposition des ROI pour des distances à 60 cm

Il en ressort donc que la distance la plus appropriée est la plus rapprochée, permettant de visualiser sur le même cliché les mains, poignets et avant-bras.

Cependant, pour mémoire, plus la distance entre les mains et la caméra FLIR One est courte, plus les images visuelles et thermiques sont décalées.

Du fait du nombre hétérogène d'images interprétables par individu sain, il a été décidé de sélectionner les 4 premières images chez les 4 sujets sains présentant encore 6 images. Au final, nous avons analysé 4 images par sujet sain, soit 40 images thermiques au total.

Les 10 sujets sains avaient un âge moyen de $43,6 \pm 18,5$ ans, comprenant 5 hommes et 5 femmes. La température moyenne des avant-bras des 40 images thermiques était de $36,9 \text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0,2$ et la température moyenne de tous les ROI (poignets, carpes, MCP 2 à 5 et IPP 2 à 5) des 40 images thermiques était de $36,8 \text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0,65$.

Concernant le groupe patients, toutes les images lues par le logiciel GipsVision ont pu être analysées.

Au final, nous avons analysé 22 images thermiques dans le groupe patients.

Les 11 patients ont un âge moyen de 59,8 ans \pm 16,4 avec une proportion de 8 femmes et 3 hommes. On était inclus 9 PR anti CCP +, 1 maladie de Still et 1 rhumatisme psoriasique. La durée moyenne des RIC était de 12 ans \pm 12,7.

La température moyenne de leurs avant-bras des 22 images thermiques était de 36,9 °C \pm 0,32 et la température moyenne de tous les ROI (poignets, carpes, MCP 2 à 5 et IPP 2 à 5) des 22 images thermiques était de 37,1 °C \pm 0,9.

Concernant leur activité, 9 sur les 11 patients ont eu une échographie des mains et poignets (tableau 5). Il est mis en évidence un total de 18 articulations avec un grade doppler à 3 et 17 articulations avec un grade doppler à 2.

Main droite	Poignet	MCP 2	MCP 3	MCP 4	MCP 5	IPP 2	IPP 3	IPP 4	IPP 5	Total
Doppler 3, n (%)	4 (44,4)	1 (11,1)	0 (0)	2 (22,2)	0 (0)	1 (11,1)	2 (22,2)	0 (0)	0 (0)	10
Doppler 2, n (%)	2 (22,2)	1 (11,1)	2 (22,2)	0 (0)	1 (11,1)	1 (11,1)	0 (0)	0 (0)	1 (11,1)	8
Doppler 1, n (%)	0 (0)	3 (33,3)	1 (11,1)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	4
Synovite sans doppler, n (%)	1 (11,1)	0 (0)	0 (0)	1 (11,1)	0 (0)	1 (11,1)	3 (33,3)	0 (0)	0 (0)	6
Main gauche	Poignet	MCP 2	MCP 3	MCP 4	MCP 5	IPP 2	IPP 3	IPP 4	IPP 5	Total
Doppler 3, n (%)	4 (44,4)	1 (11,1)	2 (22,2)	1 (11,1)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	8
Doppler 2, n (%)	1 (11,1)	2 (22,2)	0 (0)	3 (33,3)	1 (11,1)	1 (11,1)	1 (11,1)	0 (0)	0 (0)	9
Doppler 1, n (%)	0 (0)	1 (11,1)	2 (22,2)	0 (0)	1 (11,1)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	4
Synovite sans doppler, n (%)	1 (11,1)	1 (11,1)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1 (11,1)	0 (0)	3

Tableau 5. Grade doppler par articulations évalué chez 9 patients

Les images réalisées par la caméra FLIR One prennent en compte la main droite et gauche de chaque individu (sujets sains et PR). L'analyse statistique a pris en compte les deux mains par images, soit un total de 124 mains (44 dans le groupe des patients et 80 dans le groupe sujets sains).

La figure 3 et le tableau 6a représentent la distribution des températures d'une ROI par rapport à la moyenne de la même ROI chez les sujets sains et les patients, portant sur 124 mains. La distribution est proche de la normale pour l'ensemble des articulations. En effet, pour toutes les articulations, les écarts-types varient de 0,08 (pour les avant-bras) à 0,3 (pour MCP 5), sur l'ensemble de la population (sujets sains et RIC).

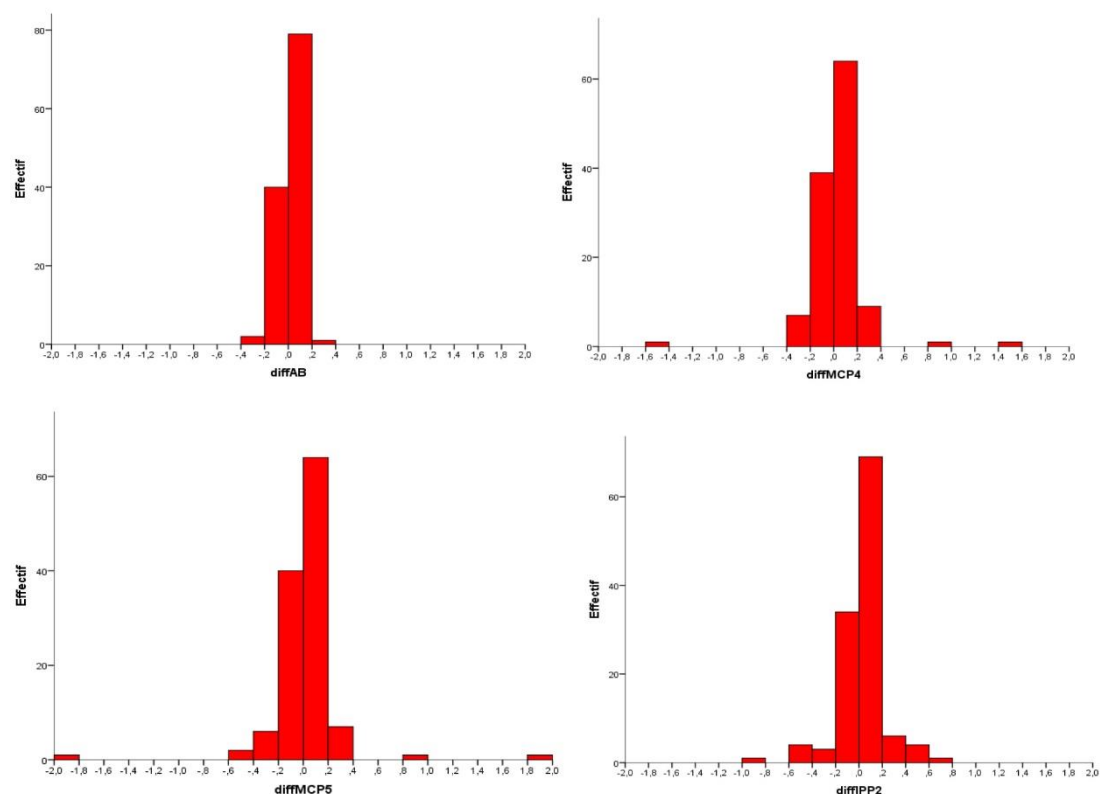


Figure 3. Diagrammes représentant la distribution de la température moyenne d'une ROI comparée à la moyenne des ROI pour les articulations de l'ensemble des images des sujets sains et patients (124 mains) – Exemples pour les avant-bras, MCP 4, MCP 5 et IPP 2.

	Moyenne	Ecart-type	Médiane
ROI AB / moyenne ROI AB	0,00	0,08	0,00
ROI carpe / moyenne ROI carpe	0,00	0,18	0,00
ROI MCP2 / moyenne ROI MCP2	0,00	0,12	0,00
ROI MCP3 / moyenne ROI MCP3	0,00	0,16	-0,01
ROI MCP4 / moyenne ROI MCP 4	0,00	0,25	0,00
ROI MCP5 / moyenne ROI MCP 5	0,00	0,30	0,00
ROI IPP2 / moyenne ROI IPP2	0,00	0,19	0,00
ROI IPP3 / moyenne ROI IPP3	0,00	0,15	0,00
ROI IPP4 / moyenne ROI IPP4	0,00	0,17	0,00
ROI IPP5 / moyenne ROI IPP5	0,00	0,15	0,00

Tableau 6a. Comparaison des températures moyennes d'une ROI pour chaque articulation avec la moyenne des 124 ROI de cette même articulation de toutes les images thermiques chez l'ensemble des individus (sujets sains et patients)

Les tableaux 6b et 6c individualisent les résultats chez groupes patients et sujets sains, respectivement. Dans le groupe patients, les écarts-types variaient de 0,05 (avant-bras et IPP 5) à 0,42 (MCP 5) et dans le groupe sujets sains, les écarts-types variaient de 0,09 (avant-bras) à 0,21 (IPP 2).

	Moyenne	Ecart-type	Médiane	Minimum	Maximum	05 centile	25 centile	75 centile	95 centile
ROI AB / moyenne ROI AB	0,00	0,05	0,00	-0,10	0,10	-0,10	-0,02	0,02	0,10
ROI carpe / moyenne ROI carpe	0,00	0,26	0,00	-1,05	1,05	-0,20	-0,05	0,05	0,20
ROI MCP2 / moyenne ROI MCP2	0,00	0,06	0,00	-0,15	0,15	-0,10	-0,05	0,05	0,10
ROI MCP3 / moyenne ROI MCP3	0,00	0,14	0,00	-0,60	0,60	-0,10	-0,05	0,05	0,10
ROI MCP4 / moyenne ROI MCP 4	0,00	0,34	0,00	-1,55	1,55	-0,10	0,00	0,00	0,10
ROI MCP5 / moyenne ROI MCP 5	0,00	0,42	0,00	-1,95	1,95	-0,10	-0,05	0,05	0,10
ROI IPP2 / moyenne ROI IPP2	0,00	0,13	0,00	-0,50	0,50	-0,15	-0,05	0,05	0,15
ROI IPP3 / moyenne ROI IPP3	0,00	0,10	0,00	-0,30	0,30	-0,15	-0,05	0,05	0,15
ROI IPP4 / moyenne ROI IPP4	0,00	0,16	0,00	-0,60	0,60	-0,20	-0,05	0,05	0,20
ROI IPP5 / moyenne ROI IPP5	0,00	0,05	0,00	-0,15	0,15	-0,05	0,00	0,00	0,05

Tableau 6b. Comparaison des températures moyennes d'une ROI de chaque articulation par rapport aux moyennes des 44 ROI de cette même articulation de toutes les images thermiques chez les patients

	Moyenne	Ecart-type	Médiane	Minimum	Maximum	05 centile	25 centile	75 centile	95 centile
ROI AB / moyenne ROI AB	0,00	0,09	0,00	-0,30	0,30	-0,13	-0,07	0,03	0,13
ROI carpe / moyenne ROI carpe	0,00	0,12	0,00	-0,30	0,40	-0,20	-0,08	0,05	0,20
ROI MCP2 / moyenne ROI MCP2	0,00	0,14	-0,01	-0,40	0,60	-0,20	-0,08	0,07	0,28
ROI MCP3 / moyenne ROI MCP3	0,00	0,17	-0,02	-0,30	0,90	-0,30	-0,08	0,07	0,32
ROI MCP4 / moyenne ROI MCP 4	0,00	0,19	0,00	-0,38	0,83	-0,33	-0,10	0,08	0,30
ROI MCP5 / moyenne ROI MCP 5	0,00	0,19	0,00	-0,42	0,98	-0,32	-0,10	0,10	0,28
ROI IPP2 / moyenne ROI IPP2	0,00	0,21	0,00	-0,85	0,68	-0,50	-0,05	0,05	0,43
ROI IPP3 / moyenne ROI IPP3	0,00	0,18	0,00	-0,52	0,53	-0,43	-0,08	0,05	0,38
ROI IPP4 / moyenne ROI IPP4	0,00	0,17	0,00	-0,63	0,47	-0,25	-0,05	0,05	0,38
ROI IPP5 / moyenne ROI IPP5	0,00	0,19	-0,02	-0,65	0,65	-0,30	-0,05	0,05	0,45

Tableau 6c. Comparaison des températures moyennes d'une ROI de chaque articulation par rapport aux moyennes des 80 ROI de cette même articulation de toutes les images thermiques chez les sujets sains

Afin de limiter le biais de la variation de température cutanée entre individus et de la variation de la palette de couleurs en fonction de l'environnement, la température de l'avant-bras considérée comme référence a été comparée à chaque température des ROI.

Chaque delta de ces températures a été comparé à la moyenne de tous les deltas pour chaque articulation, que l'on nommera « ΔAB » suivi du nom de l'articulation. Le calcul de ces « ΔAB » a

été réalisé dans le groupe des sujets sains et le groupe des patients, reporté dans les tableaux 7a et 7b. Dans le groupe des patients, les écarts-types variaient de 0,06 (MCP 2) à 0,40 (MCP 5). Dans le groupe sujets sains, les écarts-types variaient de 0,09 (poignet) à 0,21 (IPP 5).

	Moyenne	Ecart-type	Médiane	Minimum	Maximum	05 centile	25 centile	75 centile	95 centile
$\Delta AB_{\text{Poignet}}$	0,00	0,18	0,00	-0,80	0,80	-0,10	0,00	0,00	0,10
ΔAB_{Carpe}	0,00	0,26	0,00	-1,05	1,05	-0,20	-0,05	0,05	0,20
ΔAB_{MCP2}	0,00	0,06	0,00	-0,15	0,15	-0,1	-0,05	0,05	0,10
ΔAB_{MCP3}	0,00	0,13	0,00	-0,50	0,50	-0,15	-0,05	0,05	0,15
ΔAB_{MCP4}	0,00	0,32	0,00	-1,45	1,45	-0,10	-0,05	0,05	0,10
ΔAB_{MCP5}	0,00	0,40	0,00	-1,85	1,85	-0,10	-0,05	0,05	0,10
ΔAB_{IPP2}	0,00	0,13	0,00	-0,50	0,50	-0,10	-0,05	0,05	0,10
ΔAB_{IPP3}	0,00	0,09	0,00	-0,30	0,30	-0,10	-0,05	0,05	0,10
ΔAB_{IPP4}	0,00	0,19	0,00	-0,65	0,65	-0,25	-0,07	0,07	0,25
ΔAB_{IPP5}	0,00	0,08	0,00	-0,25	0,25	-0,10	-0,05	0,05	0,10

Tableau 7a. Comparaison des ΔAB /articulations de chaque articulation par rapport à la moyenne des ΔAB /articulations de toutes les images thermiques de cette même articulation chez les patients (44 ROI).

	Moyenne	Ecart-type	Médiane	Minimum	Maximum	05 centile	25 centile	75 centile	95 centile
$\Delta AB_{\text{Poignet}}$	0,00	0,09	0,00	-0,23	0,25	-0,15	-0,05	0,05	0,15
ΔAB_{Carpe}	0,00	0,11	-0,10	-0,25	0,28	-0,23	-0,07	0,07	0,18
ΔAB_{MCP2}	0,00	0,15	-0,10	-0,30	0,48	-0,23	-0,08	0,08	0,32
ΔAB_{MCP3}	0,00	0,16	0,10	-0,33	0,78	-0,23	-0,08	0,05	0,27
ΔAB_{MCP4}	0,00	0,17	0,00	-0,30	0,70	-0,27	-0,10	0,07	0,32
ΔAB_{MCP5}	0,00	0,18	-0,10	-0,35	0,85	-0,33	-0,08	0,08	0,28
ΔAB_{IPP2}	0,00	0,20	0,00	-0,75	0,65	-0,38	-0,10	0,10	0,33
ΔAB_{IPP3}	0,00	0,18	0,00	-0,42	0,50	-0,32	-0,10	0,10	0,37
ΔAB_{IPP4}	0,00	0,17	0,00	-0,52	0,47	-0,32	-0,08	0,07	0,38
ΔAB_{IPP5}	0,00	0,21	0,00	-0,75	0,65	-0,33	-0,07	0,07	0,50

Tableau 7b. Comparaison des ΔAB /articulations de chaque articulation par rapport à la moyenne des ΔAB /articulations de toutes les images thermiques de cette même articulation chez les sujets sains (80 ROI).

La figure 4 représente la moyenne des deltas des températures de toutes les articulations par rapport à l'avant-bras, dans les groupes patients et sujets sains, respectivement.

Il apparaît que dans le groupe patients, le différentiel de températures entre les articulations (poignets, MCP 2 à 5, IPP 2 à 5) et l'avant-bras était positif pour tous les patients, avec la moyenne des ΔAB à $0,27^{\circ}\text{C} \pm 0,56$. Tandis que dans le groupe sujets sains, la majorité des différentiels de température était négatif entre les articulations cibles et l'avant-bras, avec la moyenne des ΔAB à $-0,11^{\circ}\text{C} \pm 0,63$.

On note que le 25^{ème} percentile était à 0 dans le groupe des patients et à -0,54°C dans le groupe des sujets sains. Concernant le 95^{ème} percentile, il était à 1,04°C dans le groupe des patients et à 0,54°C dans le groupe des sujets sains.

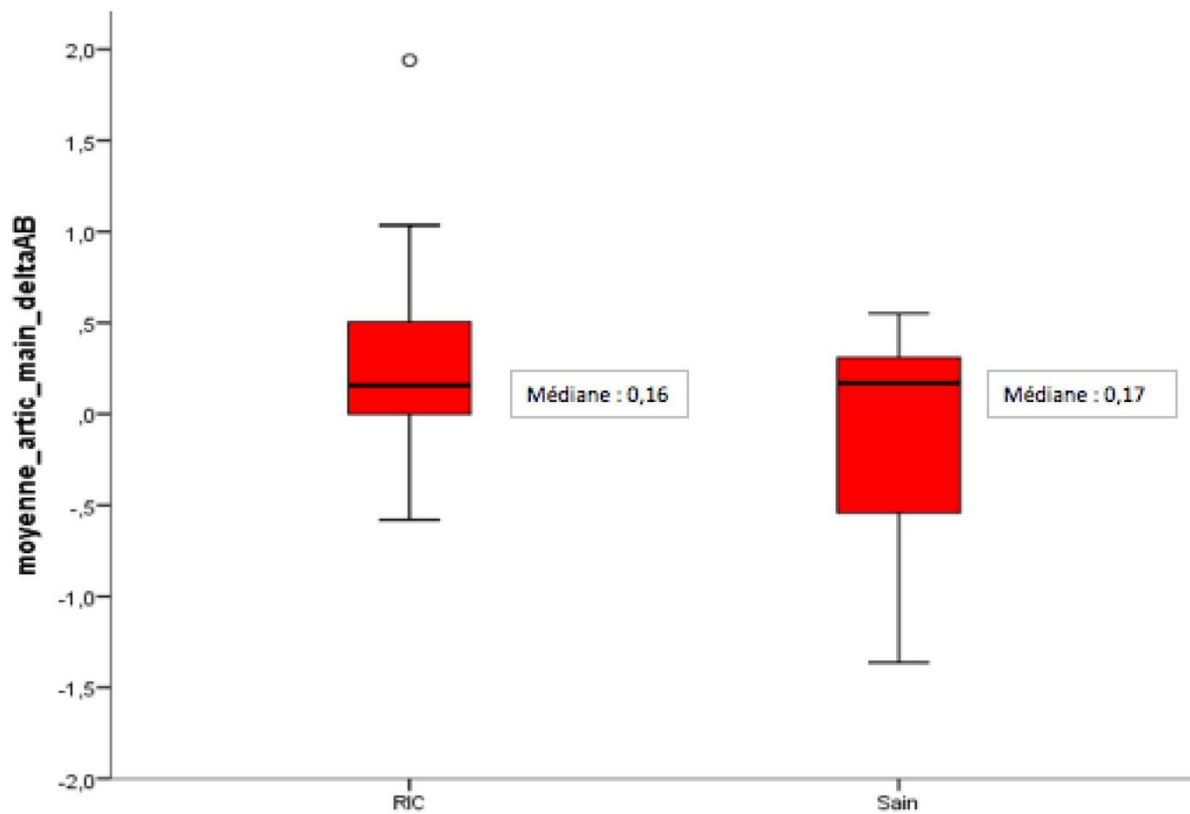


Figure 4. Comparaison de la médiane des températures de toutes les articulations d'une main par rapport à la température de l'avant-bras, chez les patients et sujets sains

III.4. Discussion

Nos résultats montrent que les températures mesurées, que ce soit en températures absolues ou en ΔAB (résultats non montrés), suivent une distribution selon la loi normale. Les écarts-types varient le moins au niveau des avant-bras, avec un écart type de 0,05 dans le groupe des patients et de 0,09 dans le groupe des sujets sains). Les écarts-types les plus larges sont observés aux articulations les plus excentrées (MCP 5, IPP 2 et 5).

Cette observation soulève plusieurs hypothèses. Tout d'abord, nous pouvons supposer qu'il existe une variation de mesure secondaire à la modification automatique de la palette de couleurs en fonction de l'environnement. De plus, ces articulations étant les plus périphériques, il se peut qu'elles soient plus sensibles aux facteurs environnements, expliquant ses écarts types plus large.

Une autre hypothèse concerne la reconnaissance des ROI par le logiciel GipsVision. En effet, il est possible que la détection des ROI des articulations les plus excentrées comprenne une part de l'articulation, mais également une part du plan de travail, expliquant la plus grande différence de température.

Nous avons évalué indirectement la reproductibilité des images thermiques en évaluant la distribution des températures des ROI par rapport à la moyenne de toutes les ROI avec leur écart type. En prenant en compte les écarts types, nous avons pu évaluer la variation de mesure entre les images thermiques.

Concernant la distribution des températures moyennes des ROI par rapport à la moyenne de toutes les ROI de toutes les articulations, dans le groupe patients, l'écart-type maximal était de 0,42 et dans le groupe sujets sains, l'écart-type maximal était de 0,21. Les écarts types variaient donc seulement de quelques dixièmes de degrés ce que ne nous semblait pas être une variation cliniquement pertinente.

Concernant la distribution du ΔAB / articulations par rapport à la moyenne des deltas de toutes les images thermiques de cette même articulation, il était retrouvé un écart-type maximal de 0,40 dans le groupe des patients et un écart-type maximal de 0,21 dans le groupe des sujets sains.

Malgré l'impossibilité de comparer strictement les images thermiques (variabilité des couleurs en fonction de l'environnement), il est toutefois mis en évidence une distribution normale du ΔAB par rapport à sa moyenne, avec une variation de quelques degrés.

En comparant les résultats des distributions de différence entre la température moyenne d'une ROI pour chaque articulation de chaque image thermique par rapport aux moyennes des températures de toutes les images thermiques des ROI de cette même articulation avec les résultats des distributions de différence entre le ΔAB /articulation de chaque articulation de chaque image thermique par rapport aux moyennes des ΔAB /articulations de tous les images thermiques de cette même articulation, on observe que les écarts types variaient de quelques dixièmes de degrés. La variation de mesure des températures moyennes des ROI était de 0,05 à 0,42 dans le groupe des sujets sains et de 0,09 à 0,21 dans le groupe des patients. La variation de mesure des ΔAB , elle, était de 0,06 à 0,40 dans le groupe des sujets sains et de 0,09 à 0,21 dans le groupe des patients. Il y a donc une très légère tendance à une moindre variation des écarts-types en utilisant le ΔAB .

Jones et al. (58) a étudié la température absolue des températures (en °C) avec la caméra FLIR One, sans prendre en compte la modification de la gamme de couleurs en fonction de l'environnement.

Il nous a donc paru intéressant d'évaluer ce ΔAB , afin de prendre en compte une zone de référence pour limiter ce biais de mesure et de prendre en compte la variation inter individuelle des températures cutanées.

En comparant les données du ΔAB dans le groupe des patients et le groupe des sujets sains, nous avons voulu fixer un seuil pathologique de température permettant de différencier les sujets sains des patients. Dans la littérature, l'HDI (indice de distribution de température) était calculé dans l'étude de Spalding et al. (57) sur les images thermiques. La comparaison entre sujets sains et patients avec PR (dont le niveau d'activité de la maladie n'est pas précisé) avait établi un seuil de 1.3°C permettant de différencier les patients des sujets sains.

Dans notre étude, le logiciel GipsVision n'a pas été élaboré pour établir la fréquence relative de distribution d'une température. L'HDI n'a donc pas pu être calculé.

Il n'a pas été retrouvé dans la littérature de ΔAB « pathologique » permettant de distinguer les articulations saines des articulations inflammatoires.

En comparant la moyenne des deltas des températures de toutes les articulations par rapport à l'avant-bras, dans les groupes patients et sujets sains, les 95^{ème} percentiles étaient à 1,04 dans le groupe des patients et à 0,54 dans le groupe des sujets sains.

Compte tenu de ces résultats, on pourrait proposer un seuil de « ΔAB » à + 0,5 °C pour définir le seuil pathologique entre les sujets sains et les patients.

IV. 3^{ème} partie : Validité : Evaluation de l'activité de la PR avec le capteur thermique portable comparée à l'évaluation de l'activité par l'examen clinique et l'échographie

IV.1. Introduction

L'objectif de cette troisième partie d'étude est d'évaluer la validité de la caméra thermique en comparant l'évaluation de l'activité de la polyarthrite rhumatoïde avec la caméra FLIR One avec l'évaluation de l'activité du rhumatisme par l'examen clinique et l'échographie.

IV.2. Matériels et Méthodes

IV.2.1. Population

Les critères d'inclusion étaient des patients présentant une polyarthrite rhumatoïde selon les critères ACR/EULAR, ayant de 18 à 90 ans.

Les critères d'exclusion étaient identiques à ceux de la première partie, c'est-à-dire une déformation sévère des mains, une chirurgie des poignets ou mains dans les 3 derniers mois et la présence d'un syndrome de Raynaud.

Les patients étaient recrutés en monocentrique au CHU de Sainte-Marguerite, à Marseille, dans le service de rhumatologie.

L'objectif était d'inclure 30 PR.

IV.2.2. Protocole

À leur arrivée dans le service, chaque patient bénéficiait successivement d'un interrogatoire, de la prise des images thermiques, d'un examen physique ainsi qu'une échographie ostéo-articulaire des mains.

À chaque début d'interrogatoire, les bijoux et montres étaient enlevés. L'interrogatoire durait environ 10 minutes et permettait de mettre les mains bien au repos.

De plus, les images thermiques étaient réalisées avant l'examen physique et l'échographie afin de minimiser les erreurs de mesures, comme la manipulation des mains par un examinateur ou l'utilisation d'un gel échographique qui pourraient potentiellement faire varier la température cutanée des mains.

IV.2.2.1. Acquisition des images thermiques

Les images thermiques étaient réalisées selon les recommandations établies dans la première partie de notre étude (page 31).

Concernant la distance entre l'image visuelle et l'image thermique, dans cette 3^{ème} partie, grâce à une mise à jour courant de l'année 2018, il était possible de faire correspondre l'image thermique avec l'image visuelle grâce à une molette digitale. Cette manœuvre permettait de diminuer le biais de mesure. Nous avons réalisé les images thermiques à une distance de 40 cm, ce qui permettait de limiter le risque d'erreur de lecture par le logiciel GipsVision et de superposition des ROI (page 39).

Pour mémoire, il existait le même biais de mesure que la 2^{ème} partie de notre étude, à savoir la modification automatique de la palette de couleurs en fonction de l'environnement (température ambiante).

Pour chaque patient, une seule image thermique était réalisée, prenant en compte les deux mains.

Un seul examinateur, connaissant le protocole de la caméra FLIR One, réalisait les images thermiques.

Les images thermiques étaient analysées de 2 façons :

- L'analyse par le logiciel de Gips Vision avec la détection automatisée des ROI (avant-bras, poignet, carpe, MCP 2 à 5 et IPP 2 à 5), selon les mêmes modalités, décrites dans la 2^{ème} partie de cette étude.
- Une lecture de l'image à l'œil nu. La caméra attribue une couleur en fonction de l'échelle de température : le jaune clair pour les objets les plus chauds visibles à l'écran, et le bleu/noir pour les objets les plus froids. L'examineur devait définir si, selon lui, il y avait présence ou non d'arthrite à la lecture de l'image thermique. Une arthrite apparaissait plus jaune clair en comparaison avec les autres articulations de la même main et des articulations de l'autre main. L'examineur faisant cette lecture des images thermiques était en insu des résultats cliniques et échographiques.

IV.2.2.2. Évaluation clinique

Les données suivantes étaient recueillies lors de l'interrogatoire : l'âge du patient, son poids, sa taille, ses antécédents, l'histoire de la polyarthrite rhumatoïde avec sa durée d'évolution, la date du diagnostic, son caractère sérologique (facteur rhumatoïde et anti CCP), érosif ou destructeur (pincement/luxation), l'historique des traitements antérieurs et des traitements actuels.

Le patient avait un examen physique complet par un des six examinateurs de l'hôpital de jour ou conventionnel du service de rhumatologie de l'hôpital Sainte Marguerite. Ces examinateurs étaient en insu des résultats des images thermiques et de l'échographie.

Concernant l'examen physique des mains, l'examineur a recueilli pour chaque articulation (poignet, MCP 2 à 5 et IPP 2 à 5) si elles étaient douloureuses (oui/non) et gonflées (oui/non).

L'activité de la maladie était évaluée avec l'EVA globale, le nombre d'articulations douloureuses (NAD), le nombre d'articulations gonflées (NAG), la température auriculaire, les résultats biologiques avec la VS et la CRP (mg/l), et les scores composites du DAS28, CDAI, et SDAI.

IV.2.2.3 Evaluation échographique

Les échographies ont été réalisées sur un appareil « MyLab60 » de X-Vision, avec une sonde fréquence 4-13 MHz.

Quatre examinateurs différents ont réalisé ces échographies et étaient en insu des résultats de l'examen clinique et des images thermiques.

Il était réalisé de façon systématique une évaluation bilatérale des métacarpo-phalangiennes (MCP) 2 à 5 sur la face dorsale, des interphalangiennes proximales (IPP) 2 à 5 sur la face dorsale, des articulations radiocarpiennes et médiocarpiennes en mode B et doppler puissance.

Pour chaque articulation, il était recueilli s'il existait une hypertrophie synoviale (oui/non) et son grade doppler puissance, coté de 0 à 3, selon la classification de l'OMERACT (22).

Au total, chaque patient était vu par 3 examinateurs, un qui faisait l'examen clinique, un deuxième qui faisait l'échographie, un troisième qui faisait l'image thermique et qui lisait cette image.

IV.2.3. Analyses statistiques

Pour évaluer la validité de la caméra FLIR One, l'analyse de l'image thermique était comparée aux résultats cliniques, échographiques et thermographiques.

Nous avons décrit les caractéristiques cliniques et échographiques des patients inclus.

IV.2.3.1. Comparaison image thermique et examen clinique

- Le ΔAB de chaque articulation (poignets, MCP 2 à 5, IPP 2 à 5) a été comparé à la présence du gonflement et de la douleur de cette même articulation

Nous avons comparé le ΔAB moyen et médian des articulations douloureuses et gonflées à celui des articulations non douloureuses et non gonflées.

Le but était de décrire la température des articulations douloureuses et non douloureuses et de voir si elle était différente, avec peu de recouvrement entre les résultats de ces 2 groupes.

Nous avons aussi évalué le ΔAB en fonction de l'activité globale de la maladie, en utilisation le DAS 28. Nous avons comparé la médiane des patients avec une activité faible ($DAS\ 28-CRP < 2,6$), modérée ($2,6 \leq DAS28-CRP < 5,1$) et sévère ($DAS\ 28-CRP \geq 5,1$).

IV.2.3.2. Comparaison image thermique et échographie

Nous avons comparé le ΔAB moyen et médian des articulations avec ou sans synovite en échographie (mode B) à et avec ou sans doppler (mode DP). L'évaluation du doppler se fait en 4 catégories (absence de doppler = 0 ; doppler grade 1 = 1 ; doppler grade 2 = 2 ; doppler grade 3 = 3) et nous avons comparé la température de chacune des catégories (0 à 3).

IV.2.3.3. Comparaison les 2 types d'analyse de l'image thermique

- Nous avons comparé le ΔAB moyen et médian des articulations avec la présence ou non d'une inflammation à la lecture à l'œil nu de l'image thermique.
- L'OMERACT considérant que la synovite est active quand le score doppler est supérieur ou égal à 2, nous avons donc comparé la présence ou non d'une inflammation à la lecture à l'œil nu de l'image thermique avec la présence d'un grade doppler ≥ 2 et ≥ 3 .

IV.3. Résultats

Sur la période du 15.01.2019 au 11.03.2019, vingt patients ont été inclus, dans le service de rhumatologie de Sainte Marguerite à Marseille.

Les caractéristiques des patients, leurs résultats échographiques et l'historique de leur traitement sont respectivement présentés dans les tableaux 8, 9 et 10.

Parmi les 20 patients, 39 mains ont pu être analysées par le logiciel GipsVision. Une des PR avait une main gauche trop froide pour que le logiciel GipsVision la détecte par rapport au plan de travail et puisse déterminer les ROI. Au total, 351 articulations ont été analysées par le logiciel GipsVision.

	Patients (n = 20)
Âge (ans), moyenne \pm EC	59,45 \pm 13,7
Poids (kgs), moyenne \pm EC	70,95 \pm 14
Taille (cm), moyenne \pm EC	166,6 \pm 8,4
Femme, n (%)	15 (75)
Température auriculaire (°C), moyenne \pm EC	37,1 \pm 0,36
Durée de la maladie (ans), moyenne \pm EC	17,5 \pm 11,8
Facteurs rhumatoïdes, n (%)	12* (85,7)
Anti CCP, n (%)	17 (85)
Erosive, n (%)	13 (65)
Pincement articulaire, n (%)	17 (85)
EN global patient (0-10), moyenne \pm EC	4,9 \pm 2,6
EN global praticien (0-10), moyenne \pm EC	4,6 \pm 2,3
EN douleur (0-10), moyenne \pm EC	4,9 \pm 2,62
NAD des mains et poignets (0-18), moyenne \pm EC	5,15 \pm 5,6
NAG des mains et poignets (0-18), moyenne \pm EC	3,5 \pm 3,2
CRP (mg/l), moyenne \pm EC	10,4 \pm 15
DAS 28-CRP, moyenne \pm EC	3,87 \pm 1,3
CDAI, moyenne \pm EC	20,7 \pm 12,2
SDAI	21,4 (\pm 12,2)
Température cutanée moyenne des ROI (°C), moyenne \pm EC	36,3 \pm 0,84
Température cutanée moyenne des AB (°C), moyenne \pm EC	36,6 \pm 0,4

*Données disponibles chez 14 patients

Tableau 8. Caractéristiques des patients (n = 20)

Main droite	Poignet	MCP 2	MCP 3	MCP 4	MCP 5	IPP 2	IPP 3	IPP 4	IPP 5	Total
Doppler 3, n (%)	3 (15)	1 (5)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	2 (10)	0 (0)	0 (0)	6
Doppler 2, n (%)	3 (15)	1 (5)	2 (10)	2 (10)	0 (0)	1 (5)	0 (0)	2 (10)	1 (5)	12
Doppler 1, n (%)	2 (10)	2 (10)	2 (10)	1 (5)	0 (0)	1 (5)	1 (5)	0 (0)	1 (5)	10
Synovite sans doppler, n (%)	5 (25)	6 (30)	2 (10)	3 (15)	2 (10)	3 (15)	1 (5)	1 (5)	2 (10)	25
Main gauche										
Doppler 3, n (%)	3 (15)	2 (10)	3 (15)	1 (5)	0 (0)	0 (0)	1 (5)	0 (0)	1 (5)	11
Doppler 2, n (%)	3 (15)	1 (5)	4 (20)	0 (0)	1 (5)	0 (0)	1 (5)	0 (0)	0 (0)	10
Doppler 1, n (%)	4 (20)	1 (5)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	0 (0)	1 (5)	6
Synovite sans doppler, n (%)	2 (10)	4 (20)	0 (0)	2 (10)	2 (10)	3 (15)	2 (10)	1 (5)	3 (15)	19

Tableau 9. Grade doppler de l'ensemble des articulations des 20 patients

Traitements antérieurs			
Methotrexate, n (%)	19 (95)	Methotrexate, n (%)	5 (25)
Leflunumide, n (%)	8 (40)	Leflunumide, n (%)	1 (5)
Sulfasalazine, n (%)	6 (30)	Sulfasalazine, n (%)	0 (0)
Hydroxychloroquine, n (%)	4 (20)	Hydroxychloroquine, n (%)	0 (0)
Infliximab, n (%)	4 (20)	Infliximab, n (%)	0 (0)
Adalimumab, n (%)	7 (35)	Adalimumab, n (%)	0 (0)
Etanercept, n (%)	13 (65)	Etanercept, n (%)	1 (5)
Certolizumab, n (%)	3 (15)	Certolizumab, n (%)	1 (5)
Golimumab, n (%)	3 (15)	Golimumab, n (%)	0 (0)
Abatacept, n (%)	7 (35)	Abatacept, n (%)	1 (5)
Tocilizumab, n (%)	12 (60)	Tocilizumab, n (%)	4 (20)
Rituximab, n (%)	5 (25)	Rituximab, n (%)	2 (10)
Tofacitinib, n (%)	2 (10)	Tofacitinib, n (%)	2 (10)
Baracitinib, n (%)	2 (10)	Baracitinib, n (%)	2 (10)
		Corticoïdes, n (%)	6 (30)
		Posologie corticoïdes (mg/j)	5,2 ±2,7
		AINS (%)	4 (20)

Tableau 10. Traitements antérieurs et actuels des patients (n = 20)

Pour l'ensemble des résultats suivants, nous n'avons pas pu réaliser de courbe ROC car le recouvrement des résultats était trop important et donc sans valeur diagnostique.

IV.3.1. Comparaison image thermique et examen clinique

Le tableau 11 compare le ΔAB pour chaque articulation en fonction des articulations gonflées cliniques (NAG 1) et non gonflées (NAG 0), ainsi qu'en fonction des articulations douloureuses (NAD 1) et non douloureuses (NAD 0). Il est retrouvé un total de 104 articulations douloureuses. La moyenne des ΔAB du groupe « articulations douloureuses » était de $-0,15^{\circ}\text{C} \pm 0,88$ et de $-0,46^{\circ}\text{C} \pm 0,62$ pour le groupe « articulations non douloureuses ». De plus, il est retrouvé un total de 69 articulations gonflées cliniquement. Il est mis en évidence une moyenne des ΔAB à $-0,42^{\circ}\text{C} \pm 0,74$ pour les articulations gonflées cliniques et $-0,36^{\circ}\text{C} \pm 0,85$ pour les articulations non gonflées.

		delta_AB									
		n	Moyenne	Ecart-type	Minimum	Maximum	05 centile	25 centile	Médiane	75 centile	95 centile
NAD	0	247	-0,46	0,88	-3,80	0,80	-2,30	-0,90	-0,20	0,20	0,50
	1	104	-0,15	0,62	-2,10	0,90	-1,80	-0,40	0,00	0,20	0,50
NAG	0	282	-0,36	0,85	-3,80	0,80	-2,00	-0,70	-0,10	0,20	0,50
	1	69	-0,42	0,74	-2,10	0,90	-1,90	-0,90	-0,20	0,20	0,50

Tableau 11. Delta AB par rapport à l'évaluation clinique : articulations douloureuses et gonflées

La figure 5 compare la moyenne des ΔAB de l'ensemble des articulations en fonction du niveau d'activité de la PR, évaluée par le DAS 28-CRP (faible, modérée et sévère).

Dans le groupe DAS 28-CRP < 2,6, la moyenne des ΔAB de toutes les articulations était de $-0,08 \pm 0,4$; dans le groupe DAS 28-CRP entre 2,6 et 5,1, la moyenne des ΔAB de toutes les articulations était de $-0,39 \pm 0,91$ et dans le groupe DAS 28-CRP > 5,1 la moyenne des ΔAB de toutes les articulations était de $-0,10 \pm 0,64$.

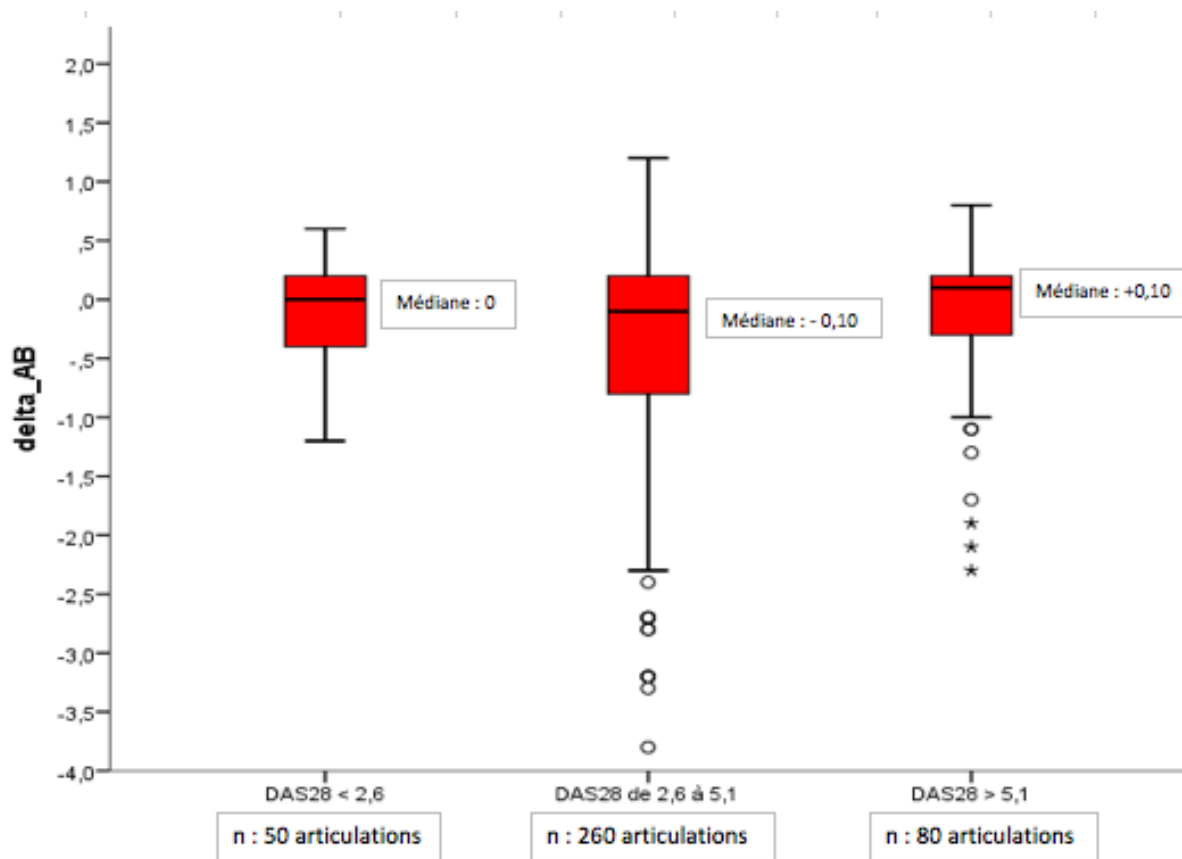


Figure 5. Médiane de tous les deltas AB par individu comparé au score d'activité DAS-28 CRP (faible, modéré et sévère).

IV.3.2. Comparaison image thermique et échographie

Le tableau 12 illustre la comparaison du ΔAB par articulation par rapport à la présence ou non d'une synovite échographique et du grade doppler. Il est mis en évidence un total de 99 synovites échographiques sur les 351 articulations totales. La moyenne des ΔAB du groupe « présence d'une synovite échographique » était de $- 0,34^{\circ}\text{C} \pm 0,88$) et de $- 0,38^{\circ}\text{C} \pm 0,81$ dans le groupe « absence de synovite échographique ».

La figure 6 illustre la comparaison entre le ΔAB par articulations et le grade doppler. Au total, 22 articulations présentaient un doppler à 2 et la moyenne de leurs ΔAB était de $- 0,48^{\circ}\text{C} \pm 0,99$. Dans le groupe avec un grade doppler ≥ 3 , il était retrouvé 17 articulations avec une moyenne des ΔAB de $- 0,02^{\circ}\text{C} \pm 0,60$.

		Effectif	delta_AB								
			Moyenne	Ecart-type	Minimum	Maximum	05 centile	25 centile	Médiane	75 centile	95 centile
Synovite	0	252	-0,38	0,81	-3,8	0,8	-1,9	-0,8	-0,1	0,2	0,5
	1	99	-0,34	0,88	-3,2	0,9	-2,3	-0,6	-0,1	0,2	0,7
Doppler	0	296	-0,38	0,82	-3,8	0,8	-1,9	-0,75	-0,1	0,2	0,5
	1	16	-0,43	0,86	-2,1	0,8	-2,1	-1,1	-0,2	0,2	0,8
	2	22	-0,48	0,99	-3,2	0,5	-2,95	-0,55	-0,2	0,15	0,45
	3	17	-0,02	0,6	-0,8	0,9	-0,8	-0,5	0,1	0,5	0,9

Tableau 12. ΔAB par rapport à la présence de synovite échographique, du grade doppler et de l'évaluation visuelle de l'image thermique

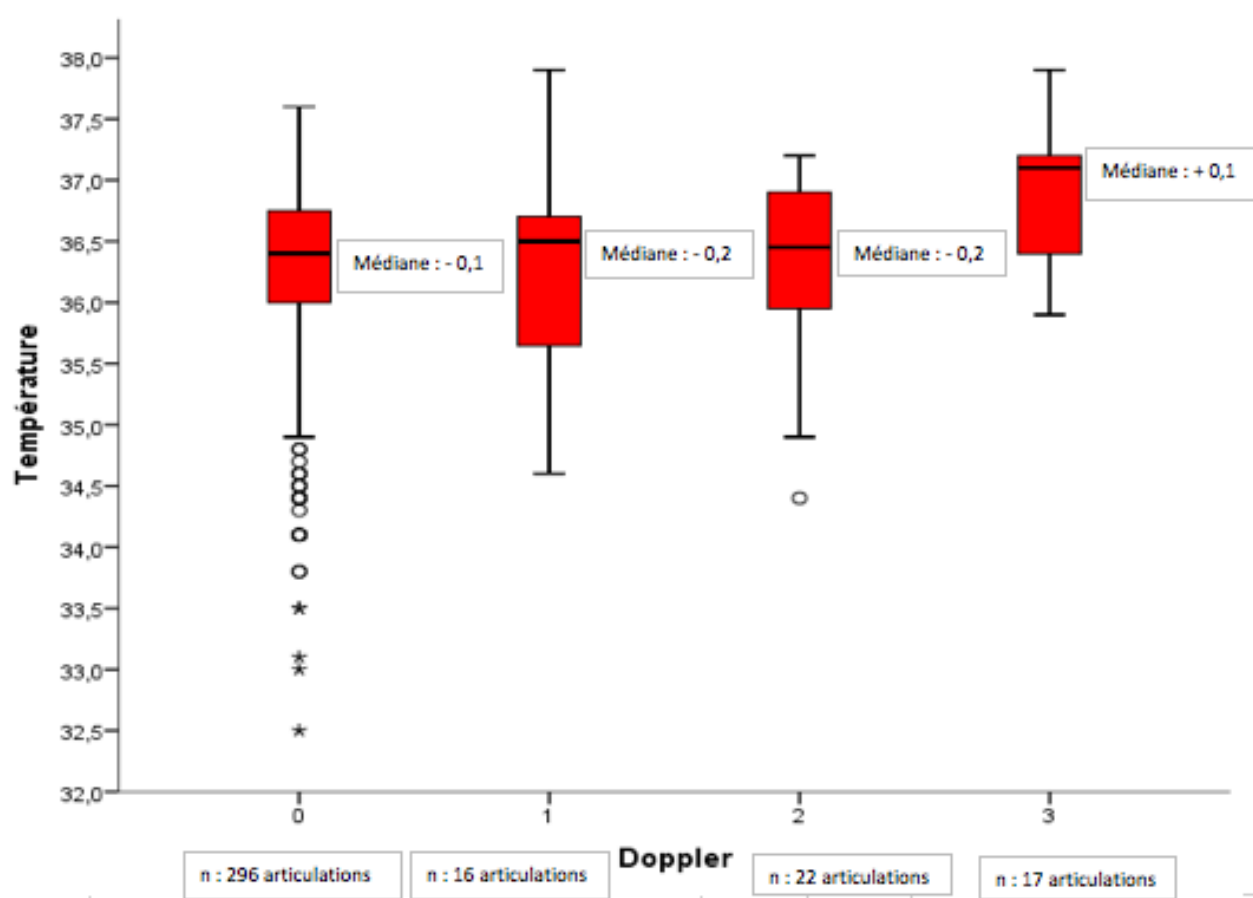


Figure 6. ΔAB médian par rapport aux grades doppler

IV.3.3. Comparaison des 2 types d'analyse de l'image thermique

Il était mis en évidence 26 articulations désignées comme inflammatoires sur l'image thermique (tableau 13), avec une moyenne des ΔAB de $+0,11 \pm 0,61$. La moyenne des ΔAB des articulations considérées comme non inflammatoires était de $-0,41 \pm 0,83$.

		delta_AB									
		Effectif	Moyenne	Ecart-type	Minimum	Maximum	05 centile	25 centile	Médiane	75 centile	95 centile
Image thermique	0	325	0	0,83	-3,80	0,70	-2,00	-0,80	-0,15	0,20	0,50
	1	26	0,11	0,61	-1,30	0,90	-1,10	-0,10	0,20	0,50	0,80

Tableau 13. ΔAB par rapport à la lecture à l'œil nu de la présence d'une inflammation articulaire sur l'image thermique.

Les tableaux 14a et 14b illustrent avec des tableaux croisés la comparaison entre la présence ou non d'une inflammation articulaire après lecture à l'œil nu de l'image thermique avec la présence d'un grade doppler ≥ 2 et ≥ 3 , respectivement.

Il est mis en évidence un nombre de 239 d'articulations caractérisées comme « non inflammatoires » sur l'image thermique et ayant un doppler < 2 .

Dans le groupe doppler ≥ 3 , ce nombre est plus important, chiffré à 254 articulations.

Grâce à ses tableaux croisés, on peut calculer la spécificité à 92% et la sensibilité à 24% dans le groupe doppler ≥ 2 .

La spécificité était à 98% et la sensibilité à 19% dans le groupe doppler ≥ 3 .

Tableau croisé doppler_supep_2 * Image thermique

			Image thermique		Total
			0	1	
doppler_supep_2	0,00	Effectif	239	16	255
		% compris dans doppler_supep_2	93,7%	6,3%	100,0%
	1,00	Effectif	19	5	24
		% compris dans doppler_supep_2	79,2%	20,8%	100,0%
Total		Effectif	258	21	279
		% compris dans doppler_supep_2	92,5%	7,5%	100,0%

Tableau 14a. Comparaison entre la présence ou non d'une inflammation à la lecture à l'œil nu de l'image thermique et la présence d'un grade doppler ≥ 2 .

Tableau croisé doppler_supege_3 * Image thermique

			Image thermique		Total
			0	1	
doppler_supege_3	,00	Effectif	254	17	271
		% compris dans doppler_supege_3	93,7%	6,3%	100,0%
	1,00	Effectif	4	4	8
		% compris dans doppler_supege_3	50,0%	50,0%	100,0%
Total		Effectif	258	21	279
		% compris dans doppler_supege_3	92,5%	7,5%	100,0%

Tableau 14b. Comparaison entre la présence ou non d'une inflammation à la lecture à l'œil nu de l'image thermique et la présence d'un grade doppler ≥ 3 .

IV.4 Discussion

Dans cette partie, nous n'avons pu mettre en évidence de variations des ΔAB moyens en fonction de la présence ou non d'articulations douloureuses ou gonflées cliniquement ni de synovite ou de doppler échographique. De même, nous n'avons par mise en évidence un $\Delta AB \geq +0,5$ °C (seuil défini dans la 2^{ème} partie) en fonction de la présence ou non de l'un de ces signes d'activité de la maladie. Cependant, quand on compare les ΔAB moyens en fonction de l'activité doppler ou en fonction de l'activité globale de la maladie avec le DAS28, on observe une tendance avec des ΔAB moyens moindres quand l'activité est plus importante. En revanche, nous avons montré une bonne spécificité de l'image thermique, analysée à l'œil nu et le grade doppler (92% dans le groupe doppler ≥ 2 et 98% dans le groupe doppler ≥ 3).

Ces résultats peuvent être expliqués tout d'abord par un manque de puissance de notre échantillon présentant une PR active. En effet, seules 17 articulations présentaient un doppler grade 3 et 22 articulations un doppler grade 2. Devant une prise en charge de plus en plus optimale de nos PR, il est difficile d'inclure des PR actives. De plus, le recrutement se faisant dans une structure hospitalière, les patients sont rarement en première ligne thérapeutique.

Dans la littérature, Jones et al. (58) ont été les premiers à avoir étudié la caméra FLIR One dans l'évaluation de l'activité des PR. Dans leur étude, 49 PR étaient incluses dont l'activité était modérée avec un DAS28 moyen de $3,79 \pm 1,45$ (il n'y avait pas de sous-groupes en fonction du score de DAS28) et 30 sujets sains étaient également inclus. Malgré un effectif plus grand, ils n'ont pas en évidence de corrélation entre la température de l'ensemble des articulations et le DAS 28. Spalding et al. (57) a étudié la mesure de l'HDI dans l'évaluation des articulations de 17 patients PR et 5 sujets sains. Aucun HDI des sujets sains ne dépassait 1,3 °C. La comparaison entre sujets sains et PR a confirmé que ce seuil de 1,3 °C permettait de différencier les PR des sujets sains. Toutefois le niveau d'activité des PR n'était pas précisé dans cette étude.

Dans notre étude, nous avons trouvé une tendance à une diminution des ΔAB moyens quand l'activité était plus importante lors de l'évaluation globale de la maladie avec le DAS 28 et de l'évaluation en mode doppler. Cette tendance est encourageante et nous pousse à continuer l'inclusion de patients actifs présentant un DAS 28 $> 5,1$ et des synovites actives (grade doppler 3).

Il existe dans cette étude, un biais de mesure secondaire à la caméra FLIR One qui modifie automatiquement sa palette de couleurs en fonction de son environnement.

Pour minimiser ce biais, nous avons utilisé le Δ AB, comparant la température moyenne des ROI avec la température moyenne des avant-bras (zone de référence). Dans la 2^{ème} partie de notre étude, les Δ AB étaient positifs dans le groupe PR (avec des avant-bras moins chauds que les mains), et nous avons montré qu'un Δ AB de + 0,5 °C pouvait être un seuil pour distinguer les articulations saines des pathologiques.

Toutefois, dans notre 3^{ème} partie, la majorité des Δ AB sont négatifs. La température moyenne des ROI était de $36,3 \pm 0,84^{\circ}\text{C}$ tandis que la température moyenne des avant-bras est de $36,6 \pm 0,4^{\circ}\text{C}$ (tableau 8). Nous n'avons pas d'explication claire à cette inversion de résultats. La seule hypothèse que nous pouvons élaborer est la différence de la période d'inclusion des patients. L'inclusion des patients de la 2^{ème} partie s'est faite en période estivale tandis que l'inclusion des patients de la 3^{ème} partie s'est faite en période hivernale. Dans les phénomènes de thermorégulation, la vascularisation cutanée est le premier mécanisme qui intervient par phénomènes de vasoconstriction et de vasodilatation. Les extrémités sont les premiers organes à être influencées par la température ambiante (60).

Il est donc possible que ces phénomènes expliquent pourquoi il est difficile de mettre en évidence une corrélation entre la température cutanée des doigts et la présence d'une synovite active, contrairement aux grosses articulations contre le genou ou le coude (49).

Le temps de repos et d'acclimatation des mains devraient probablement être rallongé pour palier à cette différence de températures entre les ROI et les avant-bras.

Dans la littérature, les études évaluant la caméra FLIR One comme Jones et al. (57) dans l'évaluation de l'activité de PR ou Fraiwan et al. (70) dans l'évaluation des ulcères dans le pied diabétique, les réglages du calibrage de la caméra FLIR One n'étaient pas mentionnés ; de même dans les études utilisant d'autres caméra thermique comme la TIR-25 dans l'étude de Costa et al. (72) qui évaluait l'évolution de la température cutanée au cours des 24h d'une journée. Nous ne pouvons donc pas comparer nos résultats de calibrage de la caméra FLIR One avec ceux de la littérature.

A priori, l'étude de Jones et al. (57) présente le même biais de mesure que dans notre étude. Grâce à la mise à jour de la caméra FLIR One, il est possible de verrouiller la gamme de couleurs, afin de palier à ce biais de mesure (modification automatique de la palette de couleurs en fonction de l'environnement). Toutefois, ce verrouillage s'annule à chaque extinction de la caméra FLIR One. Il faudrait donc trouver une température de référence qui nous permettrait de calibrer la caméra FLIR One à chaque mise en route.

Comme suggéré par Jones et al., nous avons utilisé l'échographie ostéo-articulaire comme comparateur. Toutefois, malgré ce gold standard paraclinique, nous n'avons pas mis en évidence de corrélation significative entre diminution du ΔAB moyen et présence d'une synovite active.

Il est aussi possible d'envisager que la mesure du ΔAB ne soit pas le meilleur outil de mesure et que le calcul de l'index de distribution de la chaleur (HDI) soit plus adapté.

En effet, Spalding et al. (57) ont étudié l'HDI intra-sessions (multiples mesures le même jour, au même moment) et intersessions (mesures faites des jours différents) des deux ROI (poignet et zone entre 3^{ème}/4^{ème} MCP) et retrouve une bonne reproductibilité intra-sessions et inter-sessions. La comparaison entre sujets sains et patients avec PR avait confirmé le seuil de 1.3°C permettant de différencier les patients des contrôles.

Dans notre étude, le logiciel GipsVision prenait en compte la température moyenne des ROI, et il n'était pas possible de calculer la fréquence relative de distribution des températures, nécessaire au calcul de l'HDI.

Le calcul de l'HDI pourrait être une solution pour démontrer une corrélation entre augmentation de la température d'une articulation et présence d'une synovite active. Nous allons adapter le logiciel GipsVision dans ce sens.

Nos résultats sont encourageants car nous avons pu mettre en évidence tous les biais potentiels liés à l'utilisation de la caméra FLIR One. Nous avons également élaboré des recommandations d'utilisation, simples à suivre pour les caméras FLIR One, contrairement à l'utilisation des grosses caméras thermiques non portables.

Nous avons également démontré que la prise des images thermiques était reproductible ainsi que leur analyse par le logiciel GipsVision que nous avons développé.

En regardant les chiffres absolus du nombre d'articulations gonflées, de doppler grade 2 et 3 et d'articulations « inflammatoires » à la lecture de l'image thermique, nous avons retrouvé 69 NAG, 39 synovites actives avec un grade doppler 2 et 3 et 26 articulations « inflammatoires » lues sur l'image thermique. Il semblerait que les résultats de la lecture de l'image thermique soient plus proches de ceux des grades doppler, alors qu'il existerait une surestimation du nombre d'articulations gonflées cliniquement. Toutefois, nous n'avons pas corrélé les résultats de la lecture de l'image thermique et du nombre d'articulations gonflées, avec la présence d'une synovite active grade doppler 2 et 3.

De plus, la lecture à l'œil nu a une bonne spécificité à 92% dans le groupe doppler ≥ 2 et à 98% dans le groupe doppler ≥ 3 . On remarque toutefois un grand nombre d'articulations avec un grade doppler < 2 et désignées comme « non inflammatoires », ce qui pourrait augmenter le risque du hasard.

La sensibilité est moins bonne à 24% dans le groupe doppler 2 et à 19% dans le groupe doppler 3. Toutefois, le nombre d'articulations présentant un doppler 2 et 3 est très faible (24 articulations avec un grade doppler 2 et 8 articulations avec un grade doppler 3), pouvant expliquer la faible sensibilité. Il est donc intéressant et encourageant de poursuivre cette étude en incluant un plus grand nombre de patients présentant des synovites grade doppler 3.

Nous avons analysé les images thermiques de 2 façons : la première avec le logiciel GipsVision permettant la détection automatisée des ROI et une deuxième avec la lecture à l'œil nu de l'image thermique. Nous avons démontré que les résultats de la lecture de l'image thermique donnent de meilleurs résultats que celle du logiciel GipsVision, rendant la caméra FLIR One facile d'utilisation en pratique courante.

v. Conclusion

La caméra thermique FLIR ONE est un outil permettant une mesure rapide de la température, de faible coût, applicable à une évaluation ambulatoire. Nous avons pu établir les conditions de réalisation des images thermiques pour minimiser les biais de mesure.

Nous avons démontré que la prise des images thermiques et leurs analyses par le logiciel GipsVision étaient reproductibles que ce soit dans un groupe de sujets sains ou de patients atteints d'un rhumatisme inflammatoire chronique.

Cependant, nous n'avons pas pu mettre en évidence de variations des ΔAB moyens en fonction de la présence ou non d'articulations douloureuses ou gonflées cliniquement ni de synovite ou de doppler échographique.

Nous allons poursuivre notre étude afin d'augmenter la taille de l'échantillon. L'inclusion de PR plus actives globalement ($DAS\ 28 > 5,1$) et sur le plan échographique (doppler ≥ 2) pourrait nous permettre de confirmer les tendances qui sont une diminution des ΔAB moyens quand l'activité était plus importante lors de l'évaluation globale de la maladie avec le DAS 28 et de l'évaluation en mode doppler.

De plus, il peut être également envisagé le calcul d'autres paramètres comme l'HDI dans l'évaluation de l'activité des PR. Il serait nécessaire d'ajouter une nouvelle fonction au logiciel GipsVision afin de calculer la fréquence relative de distribution des températures.

Enfin, nous avons une perspective intéressante avec la lecture à l'œil nu de l'image thermique. En effet, cette lecture de l'image thermique a une très bonne spécificité (92%) pour la détection des synovites actives avec un grade doppler ≥ 2 . En revanche, la sensibilité est moins bonne (24%), avec un nombre de synovites actives faible. Il est donc nécessaire d'inclure plus de patients avec des synovites grade doppler 2 et 3 afin de confirmer ses résultats.

Si ces résultats se confirment, la lecture de l'image thermique pourrait être permettre une détection des synovites actives avec un grade doppler ≥ 2 , rendant l'utilisation de la caméra FLIR One simple et facile d'emploi.

VI. Références

1. Guillemin F, Saraux A, Guggenbuhl P, Roux CH, Fardellone P, Le Bihan E, et al. Prevalence of rheumatoid arthritis in France: 2001. *Ann Rheum Dis*. 2005;64:1427-30.
2. Minaur NJ, Jacoby RK, Cosh JA, Taylor G, Rasker JJ. Outcome after 40 years with rheumatoid arthritis: a prospective study of function, disease activity, and mortality. *The Journal of rheumatology Supplement*. 2004;69:3-8.
3. Pincus T, Sokka T. Mortality in rheumatic diseases. Introduction. *Clin Exp Rheumatol*. 2008;26:S1-4.
4. Toledano E, Candelas G, Rosales Z, Martinez Prada C, Leon L, Abasolo L, et al. A meta-analysis of mortality in rheumatic diseases. *Reumatol Clin*. 2012;8:334-41.
5. Dadoun S, Zeboulon-Ktorza N, Combescure C, Elhai M, Rozenberg S, Gossec L, et al. Mortality in rheumatoid arthritis over the last fifty years: systematic review and meta-analysis. *Joint Bone Spine*. 2013;80:29-33.
6. Smolen JS, Han C, van der Heijde DM, Emery P, Bathon JM, Keystone E, et al. Radiographic changes in rheumatoid arthritis patients attaining different disease activity states with methotrexate monotherapy and infliximab plus methotrexate: the impacts of remission and tumour necrosis factor blockade. *Ann Rheum Dis*. 2009;68:823-7.
7. Kavanaugh A, Fleischmann RM, Emery P, Kupper H, Redden L, Guerette B, et al. Clinical, functional and radiographic consequences of achieving stable low disease activity and remission with adalimumab plus methotrexate or methotrexate alone in early rheumatoid arthritis: 26-week results from the randomised, controlled OPTIMA study. *Ann Rheum Dis*. 2013;72:64-71.
8. Smolen JS, Aletaha D, McInnes IB. Rheumatoid arthritis. *Lancet*. 2016;388:2023-38.
9. Knevel R, Schoels M, Huizinga TW, Aletaha D, Burmester GR, Combe B, et al. Current evidence for a strategic approach to the management of rheumatoid arthritis with disease-modifying antirheumatic drugs: a systematic literature review informing the EULAR recommendations for the management of rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis*. 2010;69:987-94.
10. Haraoui B, Smolen JS, Aletaha D, Breedveld FC, Burmester G, Codreanu C, et al. Treating Rheumatoid Arthritis to Target: multinational recommendations assessment questionnaire. *Ann Rheum Dis*. 2011;70:1999-2002.
11. Schipper LG, van Hulst LT, Grol R, van Riel PL, Hulscher ME, Fransen J. Meta-analysis of tight control strategies in rheumatoid arthritis: protocolized treatment has additional value with respect to the clinical outcome. *Rheumatology (Oxford)*. 2010;49:2154-64.
12. Momohara S, Inoue E, Ikari K, Kawamura K, Tsukahara S, Iwamoto T, et al. Decrease in orthopaedic operations, including total joint replacements, in patients with rheumatoid arthritis between 2001 and 2007: data from Japanese outpatients in a single institute-based large observational cohort (IORRA). *Ann Rheum Dis*. 2010;69:312-3.
13. Barnabe C, Martin BJ, Ghali WA. Systematic review and meta-analysis: anti-tumor necrosis factor alpha therapy and cardiovascular events in rheumatoid arthritis. *Arthritis Care Res (Hoboken)*. 2011;63:522-9.

14. Gaujoux-Viala C, Gossec L, Cantagrel A, Dougados M, Fautrel B, Mariette X, et al. Recommendations of the French Society for Rheumatology for managing rheumatoid arthritis. *Joint Bone Spine*. 2014;81:287-97.
15. Smolen JS, Landewe R, Breedveld FC, Buch M, Burmester G, Dougados M, et al. EULAR recommendations for the management of rheumatoid arthritis with synthetic and biological disease-modifying antirheumatic drugs: 2013 update. *Ann Rheum Dis*. 2014;73:492-509.
16. Bird P, Lassere M, Shnier R, Edmonds J. Computerized measurement of magnetic resonance imaging erosion volumes in patients with rheumatoid arthritis: a comparison with existing magnetic resonance imaging scoring systems and standard clinical outcome measures. *Arthritis Rheum*. 2003;48:614-24.
17. Guzman J, Burgos-Vargas R, Duarte-Salazar C, Gomez-Mora P. Reliability of the articular examination in children with juvenile rheumatoid arthritis: interobserver agreement and sources of disagreement. *J Rheumatol*. 1995;22:2331-6.
18. Hernandez-Cruz B, Cardiel MH. Intra-observer reliability of commonly used outcome measures in rheumatoid arthritis. *Clin Exp Rheumatol*. 1998;16:459-62.
19. Weidekamm et al., « Diagnostic Value of High-Resolution B-Mode and Doppler Sonography for Imaging of Hand and Finger Joints in Rheumatoid Arthritis ».
20. E Lefebvre et al., « apport du doppler couleur en ostéo-articulaire » *Journal de radiologie* Vol 86, n° 12-C2, décembre 2005 pp. 1879-1891
21. Foriens et al. « Rôle de l'échographie dans le suivi de la polyarthrite rhumatoïde ». *Revue du Rhumatisme*, 2017
22. Musculoskeletal ultrasound including definitions for ultrasonographic pathology. | *The Journal of Rheumatology* ».
23. Hau et al., « Evaluation of Pannus and Vascularization of the Metacarpophalangeal and Proximal Interphalangeal Joints in Rheumatoid Arthritis by High-Resolution Ultrasound (Multidimensional Linear Array) ».
24. Walther et al., « Correlation of power Doppler sonography with vascularity of the synovial tissue of the knee joint in patients with osteoarthritis and rheumatoid arthritis ».
25. « Interobserver agreement in ultrasonography of the finger and toe joints in rheumatoid arthritis - Szkudlarek - 2003 - *Arthritis & Rheumatism* - Wiley Online Library ».
26. « The OMERACT Ultrasound Task Force — Advances and Priorities | *The Journal of Rheumatology* ».
27. « Improvement in diagnosis and management of musculoskeletal conditions with one-stop clinic-based ultrasonography | SpringerLink ».
28. Szkudlarek et al., « Power Doppler Ultrasonography for Assessment of Synovitis in the Metacarpophalangeal Joints of Patients with Rheumatoid Arthritis ».
29. Kane et al. "Ultrasonography is superior to clinical examination in the detection and localization of knee joint effusion in rheumatoid arthritis". *J Rheumatol* 2003;30:966-71.
30. « The value of sonography in the detection of bone erosions in patients with rheumatoid arthritis: A comparison with conventional radiography - Wakefield - 2000 - *Arthritis & Rheumatism* - Wiley Online Library ».

31. Terslev et al., « Doppler Ultrasound and Magnetic Resonance Imaging of Synovial Inflammation of the Hand in Rheumatoid Arthritis ».
32. Seymour et al., « Ultrasound of Metacarpophalangeal Joints Is a Sensitive and Reliable Endpoint for Drug Therapies in Rheumatoid Arthritis ».
33. « Power Doppler ultrasound assessment of rheumatoid hand synovitis. | The Journal of Rheumatology ».
34. Iagnocco et al., « Power Doppler Ultrasound Monitoring of Response to Anti-Tumour Necrosis Factor Alpha Treatment in Patients with Rheumatoid Arthritis ».
35. Shio et al., « Doppler Sonographic Comparative Study on Usefulness of Synovial Vascularity between Knee and Metacarpophalangeal Joints for Evaluation of Articular Inflammation in Patients with Rheumatoid Arthritis Treated by Infliximab ».
36. Terslev et al., « Effects of Treatment with Etanercept (Enbrel, TNRF) ».
37. Filippucci et al., « Power Doppler Sonography Monitoring of Synovial Perfusion at the Wrist Joints in Patients with Rheumatoid Arthritis Treated with Adalimumab ».
38. Naredo et al., « Power Doppler Ultrasonographic Monitoring of Response to Anti-Tumor Necrosis Factor Therapy in Patients with Rheumatoid Arthritis ».
39. « Reliability of ultrasonography to detect synovitis in rheumatoid arthritis: A systematic literature review of 35 studies (1,415 patients) - Cheung - 2010 - Arthritis Care & Research - Wiley Online Library ».
40. D'AGOSTINO, « Intra- and inter-observer reliability of ultrasonography for detecting and scoring synovitis in rheumatoid arthritis ».
41. Ribbens C et al. "Rheumatoid hand joint synovitis: gray-scale and power Doppler US quantifications following anti-tumour necrosis factor treatment". Pilot study. Radiology 2003;229:562–9.
42. Østergaard M, Stoltenberg M, Lovgreen-Nielsen P, Volck B, Sonne-Holm S, Lorenzen I. Quantification of synovitis by MRI: correlation between dynamic and static gadolinium-enhanced magnetic resonance imaging and microscopic and macroscopic signs of synovial inflammation. Magn Reson Imaging 1998;7: 743–54.
43. Østergaard M, Hansen M, Stoltenberg M, Lorenzen I. Quantitative assessment of the synovial membrane in the rheumatoid wrist: an easily obtained MRI score reflects the synovial volume. Br J Rheumatol 1996;35:965–71.
44. Klarlund M, Østergaard M, Jensen KE, Lysgård Madsen J, Skjødt H, Lorenzen I, and the TIRA Group. Magnetic resonance imaging, radiography, and scintigraphy of the finger joints: one year follow up of patients with early arthritis. Ann Rheum Dis 2000; 59:521–8.
45. Østergaard M. Magnetic resonance imaging in rheumatoid arthritis: quantitative methods for assessment of the inflammatory process in peripheral joints. Dan Med Bull 1999;46:314–44.
46. Ometto F, Raffeiner B, Bernardi L, Bostsios C, Veronese N, Punzi L, et al. Self-reported flares are predictors of radiographic progression in rheumatoid arthritis patients in 28-joint disease activity score remission: a 24-month observational study. Arthritis Res Ther. 2016;18:89.
47. Fautrel B, Morel J, Berthelot JM, Constantin A, De Bandt M, Gaudin P, et al. Validation of flare-ra, a self-administered tool to detect recent or current rheumatoid arthritis flare. Arthritis & rheumatology (Hoboken, NJ). 2016.

48. Berthelot JM, De Bandt M, Morel J, Benatig F, Constantin A, Gaudin P, et al. A tool to identify recent or present rheumatoid arthritis flare from both patient and physician perspectives: the 'FLARE' instrument. *Ann Rheum Dis.* 2012;71:1110-6.
49. Rajapakse C, Grennan DM, Jones C, Wilkinson L, Jayson M. Thermography in the assessment of peripheral joint inflammation--a re-evaluation. *Rheumatology and rehabilitation.* 1981;20:81-7.
50. Salisbury RS, Parr G, De Silva M, Hazleman BL, Page-Thomas DP. Heat distribution over normal and abnormal joints: thermal pattern and quantification. *Ann Rheum Dis.* 1983;42:494-9.
51. Devereaux MD, Parr GR, Thomas DP, Hazleman BL. Disease activity indexes in rheumatoid arthritis; a prospective, comparative study with thermography. *Ann Rheum Dis.* 1985;44:434-7.
52. Ring EF, Collins AJ, Bacon PA, Cosh JA. Quantitation of thermography in arthritis using multi-isothermal analysis. II. Effect of nonsteroidal anti-inflammatory therapy on the thermographic index. *Ann Rheum Dis.* 1974;33:353-6.
53. Bird HA, Ring EF, Bacon PA. A thermographic and clinical comparison of three intra-articular steroid preparations in rheumatoid arthritis. *Ann Rheum Dis.* 1979;38:36-9.
54. Collins AJ, Ring F, Bacon PA, Brookshaw JD. Thermography and radiology complimentary methods for the study of inflammatory diseases. *Clinical radiology.* 1976;27:237-43.
55. Ritchie DM, Boyle JA, McInnes JM, Jasani MK, Dalakos TG, Grieveon P, et al. Clinical studies with an articular index for the assessment of joint tenderness in patients with rheumatoid arthritis. *The Quarterly journal of medicine.* 1968;37:393-406.
56. Scott et al., « Standardising Joint Assessment in Rheumatoid Arthritis ».
57. Spalding SJ, Kwok CK, Boudreau R, Enama J, Lunich J, Huber D, et al. Three-dimensional and thermal surface imaging produces reliable measures of joint shape and temperature: a potential tool for quantifying arthritis. *Arthritis Res Ther.* 2008;10:R10.
58. B Jones, I Hassan, R T. Tsuyuki, M F Dos Santos, A.S. Russell, E Yacyshyn "Hot joints: myth or reality? A thermographic joint assessment of inflammatory arthritis patients. *Clinical Rheumatology* 2018
59. M. Collinet CNAM, *Expression des incertitudes de mesures*, Senlis, CETIM, 1995.
60. "La thermorégulation" Agnès Sommet, la biologie de la peau (2013)
61. Jaspers et al., « The FLIR ONE Thermal Imager for the Assessment of Burn Wounds ».
62. Pereira et al., "Detection of Perforators for Free Flap Planning Using Smartphone Thermal Imaging".
63. Harris Benson, *Physique 1 : mécanique*, Saint-Laurent, Québec, Éditions du Renouveau Pédagogique, 2004, 3^e éd., p. 519.
64. Handbook of Chemistry and Physics [archive]
65. colbertserv.lyceecolbert-tg.org:3007/cours_eclairage
66. Gundlapalli, Jaulent, et Zhao, *MEDINFO 2017* "An infrared thermal images database and a new technique for thyroid nodules analysis" José R. Gonzalez and al.
67. <http://www.iact-org.org/professionals/thermog-guidelines.html>.

68. Jones BF, Plassmann P. Digital infrared thermal imaging of human skin. IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society. 2002;21:41-8.
69. Otsuka K, Okada S, Hassan M, Togawa T. Imaging of skin thermal properties with estimation of ambient radiation temperature. IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society. 2002;21:49-55.
70. Fraiwan et al., « Diabetic Foot Ulcer Mobile Detection System Using Smart Phone Thermal Camera ».
71. Marins et al., "Time required to stabilize thermographic images at rest".
72. Costa et al., "Daily Rhythm of Skin Temperature of Women Evaluated by Infrared Thermal Imaging".

Table de figures, inserts, tableaux

Encadré 1 :	Score semi-quantitatif de synovite selon Szkludarek	4
Encadré 2 :	Score composite pour la synovite de l'OMERACT.....	4
Image 1 :	Calcul de l'index thermographique.....	10
Image 2 :	AGA thermovision 680 (aga-museum.nl).....	12
Image 3 :	Distribution de la chaleur sur une cheville de sujet sain.....	12
Image 4 :	FLIR T300, FLIR Systems.....	16
Image 5 :	L'image thermique et de la photographie « en lumière visible » sont superposées sur l'écran du smartphone	18
Image 6 :	Caméra thermique FLIR One, se connectant à un smart phone.....	18
Image 7 :	Image représentant des doigts trop rapprochés et des pouces se touchant.....	30
Image 8 :	L'image thermique est prise de telle façon qu'on visualise le reste du corps du patient et le sol. Cet arrière-plan rend difficile la détection des zones d'intérêts par le logiciel GipsVision	30
Image 9 :	Image thermique, avec la palette de couleurs « Fer ».....	32
Image 10 :	Position des mains et avant-bras dans la position recommandée.....	35
Image 11.	Superposition des ROI pour des distances à 60 cm	38
Figure 1 :	Détection automatique des 11 ROI	33
Figure 1a :	Construction des ROI	33
Figure 1b.	Captation des ROI	33
Figure 1c.	Relevé automatique des températures des ROI (en données brutes et en °C) ..	34
Figure 2.	Diagramme de flux de l'analyse des images thermiques par le logiciel GipsVision	37
Figure 3.	Diagrammes représentant la distribution de la température moyenne d'une ROI comparée à la moyenne des ROI pour les articulations de l'ensemble des images des sujets sains et patients (124 mains) – Exemples pour les avant-bras, MCP 4, MCP 5 et IPP 2.....	40
Figure 4.	Comparaison de la médiane des températures de toutes les articulations d'une main par rapport à la température de l'avant-bras, chez les patients et sujets sains.....	43
Figure 5.	Médiane de tous les deltas AB par individu comparé au score d'activité DAS- 28 CRP (faible, modéré et sévère).	53
Figure 6.	Δ AB médian par rapport aux grades doppler.....	54
Diagramme 1 :	Influence du mode d'émissivité de la caméra thermique	25
Diagramme 2 :	Influence du mode de calibrage de la caméra thermique	27

Tableau 1 :	Modes d'émissivité et leur facteur de corrélation avec la mesure de la température cutanée avec le thermomètre Physitemp BAT-12	25
Tableau 2 :	Comparaison des températures : températures de référence, températures avec calibrage automatique, températures sans calibrage automatique	28
Tableau 3 :	Mode de calibrage et leur facteur de corrélation.....	29
Tableau 4 :	Différence entre températures cutanées relevées, et avec/sans calibrage automatique.....	29
Tableau 5.	Grade doppler par articulations évalué chez 9 patients.....	39
Tableau 6a.	Comparaison des températures moyennes d'une ROI pour chaque articulation avec la moyenne des 124 ROI de cette même articulation de toutes les images thermiques chez l'ensemble des individus (sujets sains et patients).....	40
Tableau 6b.	Comparaison des températures moyennes d'une ROI de chaque articulation par rapport aux moyennes des 44 ROI de cette même articulation de toutes les images thermiques chez les patients	41
Tableau 6c.	Comparaison des températures moyennes d'une ROI de chaque articulation par rapport aux moyennes des 80 ROI de cette même articulation de toutes les images thermiques chez les sujets sains.....	41
Tableau 7a.	Comparaison des ΔAB /articulations de chaque articulation par rapport à la moyenne des ΔAB /articulations de toutes les images thermiques de cette même articulation chez les patients (44 ROI).....	42
Tableau 7b.	Comparaison des ΔAB /articulations de chaque articulation par rapport à la moyenne des ΔAB /articulations de toutes les images thermiques de cette même articulation chez les sujets sains (80 ROI).	42
Tableau 8.	Caractéristiques des patients (n = 20)	50
Tableau 9.	Grade doppler de l'ensemble des articulations des 20 patients	51
Tableau 10.	Traitements antérieurs et actuels des patients (n = 20)	51
Tableau 11.	Delta AB par rapport à l'évaluation clinique : articulations douloureuses et gonflées	52
Tableau 12.	ΔAB par rapport à la présence de synovite échographique, du grade doppler et de l'évaluation visuelle de l'image thermique	54
Tableau 13.	ΔAB par rapport à la lecture à l'œil nu de la présence d'une inflammation articulaire sur l'image thermique.	55
Tableau 14a.	.. Comparaison entre la présence ou non d'une inflammation à la lecture à l'œil nu de l'image thermique et la présence d'un grade doppler ≥ 2	55
Tableau 14b.	.. Comparaison entre la présence ou non d'une inflammation à la lecture à l'œil nu de l'image thermique et la présence d'un grade doppler ≥ 3	56

SERMENT D'HIPPOCRATE

Au moment d'être admis(e) à exercer la médecine, je promets et je jure d'être fidèle aux lois de l'honneur et de la probité.

Mon premier souci sera de rétablir, de préserver ou de promouvoir la santé dans tous ses éléments, physiques et mentaux, individuels et sociaux.

Je respecterai toutes les personnes, leur autonomie et leur volonté, sans aucune discrimination selon leur état ou leurs convictions. J'interviendrai pour les protéger si elles sont affaiblies, vulnérables ou menacées dans leur intégrité ou leur dignité. Même sous la contrainte, je ne ferai pas usage de mes connaissances contre les lois de l'humanité.

J'informerai les patients des décisions envisagées, de leurs raisons et de leurs conséquences.

Je ne tromperai jamais leur confiance et n'exploiterai pas le pouvoir hérité des circonstances pour forcer les consciences.

Je donnerai mes soins à l'indigent et à quiconque me les demandera. Je ne me laisserai pas influencer par la soif du gain ou la recherche de la gloire.

Admis(e) dans l'intimité des personnes, je tairai les secrets qui me seront confiés. Reçu(e) à l'intérieur des maisons, je respecterai les secrets des foyers et ma conduite ne servira pas à corrompre les mœurs.

Je ferai tout pour soulager les souffrances. Je ne prolongerai pas abusivement les agonies. Je ne provoquerai jamais la mort délibérément.

Je préserverai l'indépendance nécessaire à l'accomplissement de ma mission. Je n'entreprendrai rien qui dépasse mes compétences. Je les entretiendrai et les perfectionnerai pour assurer au mieux les services qui me seront demandés.

J'apporterai mon aide à mes confrères ainsi qu'à leurs familles dans l'adversité.

Que les hommes et mes confrères m'accordent leur estime si je suis fidèle à mes promesses ; que je sois déshonoré(e) et méprisé(e) si j'y manque.

Introduction

L'évaluation régulière de l'activité de la polyarthrite rhumatoïde (PR) a démontré son intérêt, pour permettre une adaptation serrée de sa prise en charge. Plusieurs outils (examen clinique, échographie ou IRM) ont prouvé leur efficacité dans l'évaluation de l'activité de la PR. Il y a plusieurs années, la thermographie infrarouge a été développée dans le diagnostic d'arthrite dans la PR. Cependant, en pratique courante, ces caméras thermiques étaient de trop gros calibre et les logiciels informatiques peu faciles d'utilisation. Récemment, des caméras thermiques portables ont été commercialisées, pouvant faciliter leur utilisation en pratique courante. L'objectif de notre étude est d'évaluer les conditions d'utilisation de cette caméra thermique portable FLIR One, puis d'évaluer sa reproductibilité et enfin sa validité.

Première partie : Étude des sources de variation de la mesure automatisée des images thermiques

En prenant en compte que la prise d'images thermiques était influencée par de nombreux facteurs, nous avons réalisé des recherches expérimentales pour évaluer leurs impacts sur la prise des images thermiques.

Deuxième partie de l'étude : Reproductibilité de l'outil

Un logiciel GipsVision a été conçu pour détecter sur les thermogrammes 11 zones d'intérêt (ROI) au niveau des poignets, MCP 2 à 5 et IPP 2 à 5. La température moyenne était relevée dans chaque ROI. Nous avons évalué de façon indirecte la reproductibilité de la captation des ROI chez des sujets sains et des rhumatismes inflammatoires chroniques (RIC).

Troisième partie : Validité de l'outil

Matériels et Méthodes

Des PR répondant aux critères ACR/EULAR 1987, ayant de 18 à 90 ans étaient inclus, en monocentrique dans le service de rhumatologie de l'hôpital Sainte Marguerite. On excluait la présence d'un syndrome de Raynaud, une déformation sévère des doigts ou une chirurgie des mains dans les 3 mois. La prise de l'image thermique, était suivie de sa lecture à l'œil nu indiquant la présence ou non d'une inflammation et de son analyse par le logiciel GipsVision ; d'une échographie des mains recherchant la présence de synovites en mode B et doppler puissance (selon critères de l'OMERACT) et d'un examen clinique des mains définissant les articulations douloureuses et gonflées, ainsi que le score DAS28-CRP. Il était calculé le delta entre l'avant-bras (zone référente) et les ROI (ΔAB) puis il était comparé à l'examen clinique, l'échographie et la lecture de l'image thermique.

Résultats

Sur la période du 15.01.19 au 11.03.19, 20 patients ont été inclus, soit 351 articulations. Il n'a pas pu être démontré une variation du ΔAB en fonction de la présence d'une synovite ou d'une hyperhémie doppler, d'une articulation douloureuse ou gonflée, ou d'une augmentation visuelle de la température sur l'image thermique.

Conclusion

La caméra thermique FLIR ONE est un outil permettant une mesure rapide de la température cutanée, de faible coût, applicable à une évaluation ambulatoire de l'activité des RIC. Nous avons pu établir les conditions de réalisation des images thermiques pour minimiser les biais de mesure. Nous avons démontré que la prise des images thermiques et leurs analyses par le logiciel GipsVision étaient reproductibles que ce soit dans un groupe de sujets sains ou de RIC. Cependant, nous n'avons pas pu mettre en évidence de variations des ΔAB moyens en fonction de la présence ou non d'articulations douloureuses ou gonflées cliniquement, ni de la présence de synovite ou de doppler échographique. Toutefois, nous avons observé une tendance à la diminution des ΔAB moyens pour les DAS28 > 5,1 et les synovites grade doppler ≥ 2 . Nous avons aussi remarqué de meilleurs résultats avec la lecture à l'œil nu par rapport à l'analyse d'images par le logiciel GipsVision. La poursuite de notre étude serait nécessaire afin d'inclure plus de PR actives globalement (DAS 28 > 5,1) et sur le plan échographique (doppler ≥ 2), pour confirmer ses résultats. La lecture de l'image thermique pourrait permettre une détection des synovites actives, rendant l'utilisation de la caméra FLIR One simple et facile d'emploi en pratique courante.

Mots-clés : mesure de l'activité rhumatoïde, caméra thermique portable FLIR One