

50376  
1980  
166

50376  
1980  
166

N° d'ordre : 839

# THÈSE

présentée

A L'UNIVERSITÉ DES SCIENCES  
ET TECHNIQUES DE LILLE

pour obtenir le titre de

Docteur de 3<sup>ème</sup> cycle

par

**Jean-Louis LECROART**

---

## CONTRIBUTION A L'ÉTUDE DES ÉCHANGES THERMIQUES CHEZ L'HOMME :

détermination d'une méthode de référence  
pour la mesure des températures cutanées moyennes  
par thermométrie infra-rouge



Soutenu le 3 Juillet 1980, devant la Commission d'Examen

Monsieur GUILBAULT	Président
Monsieur HOUDAS	Rapporteur
Monsieur GUIBU	Examineur
Monsieur ROUSSEAU	Examineur

A la mémoire de ma Mère.

## A V A N T - P R O P O S .

---

Le travail que nous présentons a été effectué au Laboratoire de Physiologie de la Faculté de Médecine de l'Université de LILLE II.

Nous remercions tout particulièrement Monsieur le Professeur GUILBAULT qui, après nous avoir initié à la Physiologie, a bien voulu accepter de présider ce Jury ; nous lui exprimons notre profonde gratitude pour l'intérêt qu'il nous a toujours témoigné.

Que Monsieur le Professeur HOUDAS reçoive nos remerciements pour avoir accepté de nous former à la recherche scientifique et nous avoir donné les conseils indispensables à la réalisation de ce travail. Qu'il reçoive également notre gratitude pour avoir bien voulu être le rapporteur de ce mémoire.

Nous sommes honoré de la présence de Monsieur le Professeur ROUSSEAU à ce Jury ; nous lui sommes reconnaissant d'avoir pris de son temps pour examiner notre travail.

Nous remercions vivement Monsieur le Professeur GUIEU pour l'attention qu'il a porté à notre formation scientifique par des discussions approfondies sur divers sujets de la Physiologie de la Thermorégulation et en acceptant notre participation à ses propres travaux de recherche.

Nous sommes très profondément reconnaissant à Monsieur le Professeur VANLERENBERGHE qui a bien voulu nous accepter au sein du personnel du Laboratoire de Physiologie et qui nous a ainsi permis de mener ce travail à bien.

Nous remercions tout particulièrement Mademoiselle LEDRU et Madame CARETTE qui se sont chargées de la part la plus ingrate de ce travail ; sans leur tenacité et leur gentillesse, cette expérimentation n'aurait pû être menée à son terme.

Enfin, nous ne saurions terminer, sans exprimer notre gratitude à notre épouse pour sa patience et son aide efficace.

**SOMMAIRE.**

AVANT-PROPOS.

INTRODUCTION.

CHAPITRE I - ETAT ACTUEL DE LA MESURE DES TEMPERATURES CUTANÉES

- I-1 : Introduction (p. I-2)
- I-2 : Les méthodes de calcul de la température cutanée moyenne (p. I-5)
- I-3 : Mesure des températures de surface par thermocouples (p. I-8)
- I-4 : Mesure des températures de surface par détection infrarouge (p. I-11)
- I-5 : Conclusions (p. I-17).

CHAPITRE II - TECHNIQUE ET PROTOCOLE EXPERIMENTAL

- II-1 : Rappels théoriques (p. II-2)
  - II-1-a : L'émission du rayonnement électromagnétique (p. II-2)
  - II-1-b : L'absorption du rayonnement (p. II-8)
- II-2 : Technique (p. II-10)
  - II-2-a : Méthode de mesure des températures par détection infrarouge (p. II-10)
  - II-2-b : Description du système thermographique utilisé (p. II-14)
- II-3 : Protocole expérimental (p. II-15)
  - II-3-a : Description des sujets (p. II-15)
  - II-3-b : Conditions ambiantes (p. II-17)
  - II-3-c : Méthode expérimentale (p. II-17)
  - II-3-d : Problèmes méthodologiques (p. II-21)

CHAPITRE III - RESULTATS

- III-1 : Températures cutanées obtenues par thermométrie I.R. (p. III-2)
- III-2 : Etude comparative des méthodes classiques de calcul des  $\bar{T}_{sk}$  (p. III-5)
- III-3 : Températures cutanées mesurées par thermocouples (p. III-7)
- III-4 : Recherche de points standards de mesure (p. III-7).

## CHAPITRE IV - DISCUSSION

- IV-1 : Validité des comparaisons entre les  $\bar{T}_{Rsk}$  et les  $\bar{T}_{Csk}$  (p. IV-2)
- IV-2 : Validité des comparaisons entre les  $\bar{T}_{Rsk}$  et les  $\bar{T}_{Csk}$  obtenues par thermométrie par contact (p. IV-3)
- IV-3 : Limites de la méthode proposée (p. IV-4).

CONCLUSIONS GENERALES.

ANNEXES.

BIBLIOGRAPHIE.

INTRODUCTION.

Le travail présenté dans ce mémoire a pour but de résoudre un problème fondamental de calorimétrie fractionnelle : la mesure des températures cutanées moyennes. L'importance de cette grandeur est attestée par de nombreux travaux qui portent d'une part, sur son rôle dans la thermorégulation et d'autre part, sur la méthodologie de la mesure de ces températures.

De nombreux auteurs non satisfaits par les techniques proposées ont cherché à définir leur propre méthode de détermination de ces températures cutanées moyennes.

L'étude de l'ensemble de ces travaux montre que les différents procédés mis au point présentent tous le même défaut de conception. Nous avons donc cherché à définir une méthode de référence qui permette d'obtenir une valeur exacte de la température cutanée moyenne.

Cependant, la mise en oeuvre de cette méthode s'est avérée beaucoup trop lourde pour une utilisation de routine. Par conséquent, nous avons été amené à mettre au point une procédure plus simple de calcul de la température cutanée moyenne qui, tout en s'apparentant à la méthodologie classique, n'en comporte pas l'aspect empirique.

Chapitre -I-

ETAT ACTUEL DE LA MESURE  
DES TEMPERATURES CUTANÉES.

I-1 : INTRODUCTION

Les échanges thermiques entre un organisme et le milieu dans lequel il se trouve placé sont classiquement schématisés en considérant le modèle de la figure I-1 où l'organisme est partagé arbitrairement en 2 volumes concentriques. Le volume le plus profond, dénommé noyau, comprend l'ensemble des tissus produisant de la chaleur grâce au métabolisme cellulaire ; la couche périphérique encore appelée enveloppe, comprend les tissus isolant le noyau de l'ambiance et correspond à la peau. Le flux thermique ( $\phi_{de,sk}$ ) passant du noyau vers la périphérie procède d'échanges par conduction thermique de tissus à tissus et d'échanges par "convection" sanguine, qui correspond en fait à un transfert de chaleur par déplacement de masse. La valeur de ce flux thermique est calculée par l'équation :

$$\phi_{de,sk} = h_b \cdot \Delta T \cdot A.$$

dans laquelle :  $h_b$  représente le coefficient d'échange thermique entre le noyau et la périphérie,

$\Delta T$  la différence entre la température du noyau ( $T_{de}$ ) et la température de l'enveloppe ( $\bar{T}_{sk}$ )

A la surface d'échange.

Ainsi la quantité de chaleur échangée entre le noyau et la périphérie est une fonction de la température cutanée.

Le flux de chaleur circulant entre l'ambiance et l'enveloppe ( $\phi_{A,sk}$ ) s'effectue selon quatre modes différents : la conduction, la convection, la radiation et l'évaporation. Les flux thermiques correspondants sont décrits par les équations suivantes :

$$K = h_K (\bar{T}_A - \bar{T}_{sk}) \cdot A_K \quad \text{pour les échanges par conduction}$$

$$C = h_c (\bar{T}_A - \bar{T}_{sk}) \cdot A_C \quad \text{pour les échanges par convection}$$

$$R = h_r (\bar{T}_A^4 - \bar{T}_{sk}^4) \cdot A_R \quad \text{pour les échanges par radiation}$$

$$E = h_D (P_{ws} - P_{wa}) \cdot A_E \quad \text{pour les échanges par évaporation.}$$

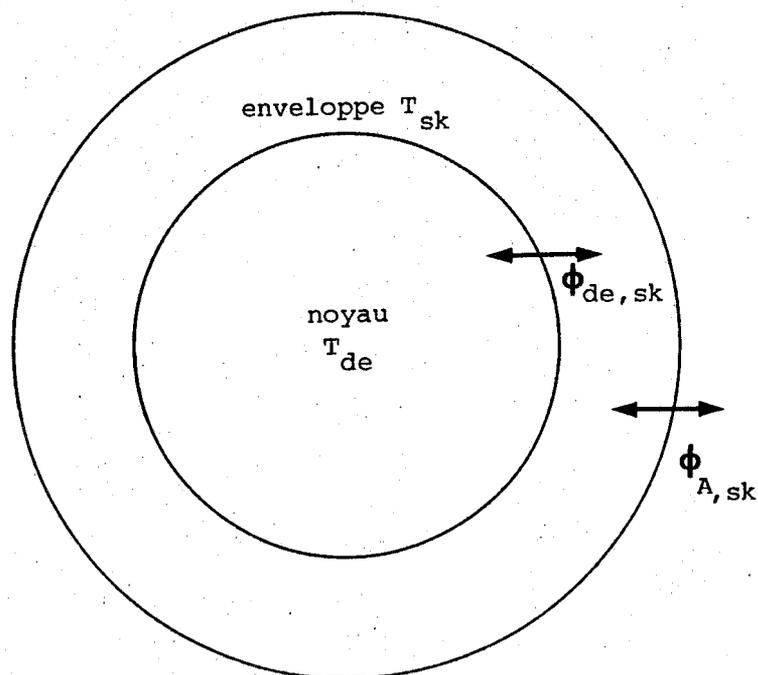


Figure I-1 : SCHEMATISATION DES ECHANGES THERMIQUES  
ENTRE UN ORGANISME VIVANT ET LE MILIEU  
AMBIANT.

$T_{de}$  : température profonde -  $\bar{T}_{sk}$  : température cutanée moyenne  
 $T_A$  : température ambiante -  $\phi_{A, sk}$  : flux thermique net circulant entre le milieu ambiant et l'enveloppe  
 $\phi_{de, sk}$  : flux thermique net circulant entre le noyau et l'enveloppe.

A l'exception des pertes de chaleur par évaporation, les échanges thermiques entre l'enveloppe et le milieu ambiant sont des fonctions de la température cutanée moyenne.

En outre, le bilan des flux thermiques de l'organisme entier (COLIN - 1971) est défini par la relation :

$$\dot{S} = \dot{M} - \dot{E} + \dot{K} + \dot{C} + \dot{R}$$

où  $\dot{S}$  représente le flux de chaleur stockée et  $\dot{M}$  la production métabolique.

Cette relation montre le rôle important joué par la température cutanée dans le déterminisme de l'équilibre thermique du sujet.

En plus de ce rôle, la température cutanée intervient directement dans les processus de régulation grâce à la présence de nombreux récepteurs nerveux sensibles à la température des tissus cutanés et sous-cutanés. Ces thermodétecteurs sensibles au chaud ou au froid informent les centres thermorégulateurs hypothalamiques de l'état thermique de l'enveloppe via le faisceau spino-thalamique (HAMMEL - 1965 , HENSEL - 1973).

Plusieurs auteurs dont NADEL 1970 et 1971, HOUDAS - 1972, STITT - 1976, montrent l'importance de la température cutanée en tant que stimulus du système thermorégulateur central et établissent des modèles mathématiques de la thermorégulation dont la forme générale est :

$$R = \left[ \alpha (T_{sk} - a) + \beta (T_{de} - b) \right] f(t)$$

où :  $R$  représente la réponse du système -  $\alpha$ ,  $\beta$ ,  $a$  et  $b$  : des constantes de proportionnalité et de seuil - et  $f(t)$  : une fonction plus ou moins complexe du temps permettant de rendre compte du décours de la réponse thermorégulatrice.

En outre, ces informations thermiques périphériques interviennent dans le déterminisme des sensations de confort thermique (OLESEN - 1973).

Ces différentes considérations montrent la place importante qu'occupe la température cutanée dans les réactions thermiques de l'organisme. La connaissance de cette grandeur est donc fondamentale pour l'étude de la thermophysologie. Lorsque l'expérimentateur a pour but d'étudier le rôle de la température d'une petite surface cutanée dans les réactions thermiques de l'organisme, la mesure peut être effectuée localement. Mais très souvent il s'avère nécessaire de connaître la température de l'ensemble de la surface cutanée. Dans ce cas, il convient de mesurer la température cutanée moyenne.

#### I-2 : LES METHODES DE CALCUL DE LA TEMPERATURE CUTANEE MOYENNE

Depuis les travaux de WINSLOW (1936) et de HARDY (1938), le principe généralement employé pour calculer la température cutanée moyenne ( $\bar{T}_{sk}$ ) consiste à effectuer la moyenne pondérée de plusieurs températures cutanées locales. Le nombre de points de mesure est très variable selon les méthodes : de 1 à 15 points. Chaque valeur ainsi relevée est affectée d'un coefficient de pondération correspondant le plus souvent à la part relative de la surface cutanée dont la température moyenne est supposée égale à la température locale mesurée. Par exemple, si la surface cutanée des deux bras représente 14 p. 100 de la surface cutanée totale, le coefficient de pondération utilisé pour la température mesurée en un point d'un bras sera 0.14. Cette méthode conduit à utiliser la formule générale suivante :

$$T_{sk} = \sum_{i=1}^n a_i t_i \quad (\text{eq. I-1})$$

où :  $a_i$  représente le coefficient affecté à la température  $T_i$ .

En général , 
$$\sum_{i=1}^n a_i = 1.$$

Plusieurs auteurs parmi lesquels YASUNOBU (1970), déterminent les coefficients de pondération de l'équation I-1 en tenant compte de la surface relative de la région concernée, mais aussi de la masse relative de cette région. Cette façon de procéder revient à diminuer l'importance des extrémités des membres, sièges de phénomènes vasomoteurs importants, qui, de ce fait, présentent des variations de température plus larges que celles des autres régions.

Une autre approche, préconisée par NADEL (1973), consiste à calculer la température cutanée moyenne avec des coefficients de pondération déterminés sur la base de la sensibilité thermique cutanée locale des différentes régions (figure A-8).

Cette méthode repose sur les travaux de BENZINGER (1960), de COLIN (1968), de SAUVAGE (1972) et de NADEL (1971 et 1973) qui montrent tous l'importance de la température cutanée comme facteur de la stimulation du système nerveux thermorégulateur.

En fait, ces démarches ne paraissent pas justifiées puisqu'elles supposent à priori des propriétés particulières au système thermorégulateur et adaptent les mesures physiques pour retrouver ces propriétés.

Ainsi, les seules méthodes qui puissent être considérées comme exactes reposent sur le principe défini par WINSLOW et HARDY.

Ce principe de calcul de la température cutanée moyenne correspond à un échantillonnage des températures cutanées qui, comme toute méthode d'échantillonnage, provoque une perte d'information plus ou moins importante selon le nombre d'échantillons prélevés en fonction du gradient de la variable dans le domaine exploré (MAX - 1977). En effet, la définition exacte de la température cutanée moyenne est :

$$\bar{T}_{sk} = \frac{1}{S} \int_0^S T ds \quad (\text{eq. I-2})$$

La relation I-1 n'est qu'une forme approchée de cette expression. Il est donc nécessaire que la température ponctuelle, mesurée par chaque thermocouple, représente exactement la valeur moyenne de la température de la région concernée.

La présence de gradients thermiques importants dans des zones voisines de la peau, gradients d'autant plus grands que la température ambiante est basse, ne permet pas de définir à priori l'emplacement où la température égale la température moyenne de la région correspondante (VEGHTE - 1965).

Ces difficultés ont conduit de nombreux auteurs à proposer des méthodes de calculs de la température cutanée moyenne utilisant des points de mesure et des coefficients de pondération différents. Les méthodes les plus couramment employées sont décrites avec les figures A-1 à A-18 placées en annexe. Cette présentation non exhaustive souligne la grande diversité de ces points de mesure, de leur nombre et des coefficients de pondération utilisés.

Plusieurs études comparatives ont été menées sur ces différentes méthodes afin d'en préciser la validité. Le principe de ces comparaisons consiste à choisir un système de référence comportant en général un plus grand nombre de thermocouples que dans les différentes méthodes à comparer ou à valider. Le calcul des températures cutanées moyennes est effectué avec les coefficients de pondération correspondant à chacune des méthodes. Ainsi TEICHNER (1958) utilise comme méthode de référence celle en 10 points de GOLDMAN (1957); RAMANATHAN (1964), la méthode en 7 points de HARDY (1938); MITCHELL (1969) celle en 15 points de WINSLOW (1936). Les valeurs de  $\bar{T}_{sk}$  ainsi obtenues sont comparées soit par une méthode statistique simple, soit en déterminant un pourcentage d'accord à 0.2 °C ou 0.5 °C entre la méthode testée et la méthode de référence.

A titre d'exemple, la figure I-2 résume les résultats obtenus par MITCHELL au cours de son étude comparative précédemment citée.

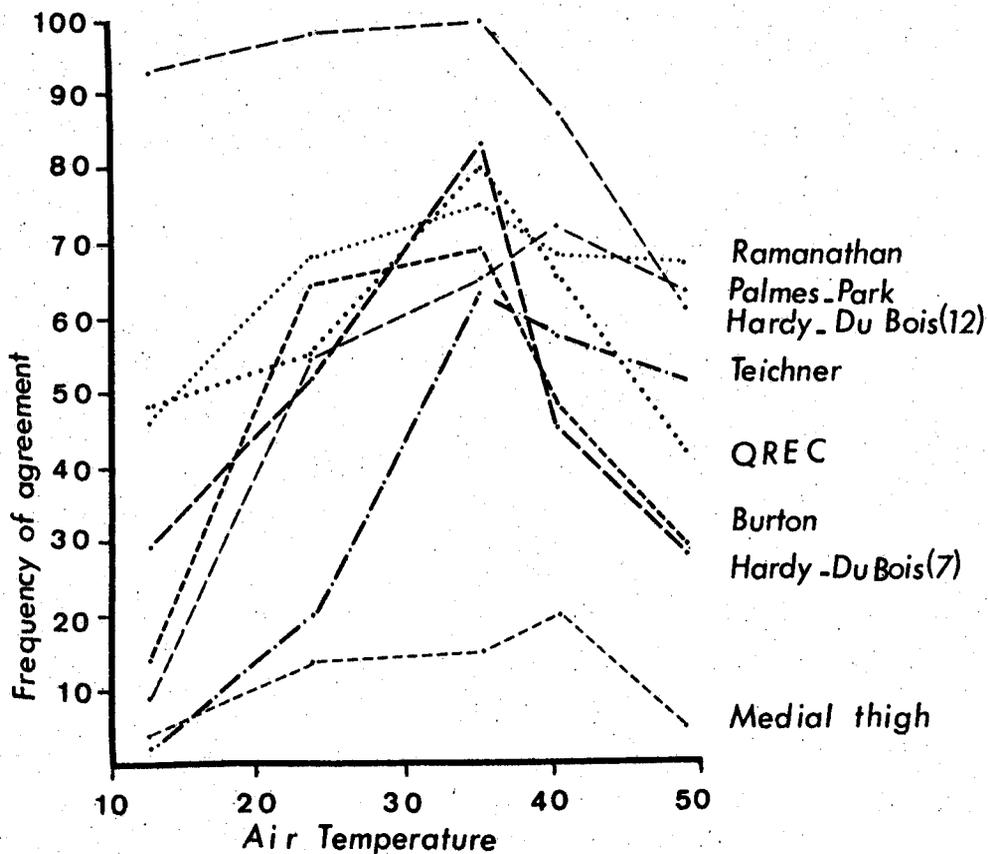


Figure I-2 : VARIATION DE LA PRECISION DES DIFFERENTES METHODES DE CALCUL DES  $\bar{T}_{sk}$  EN FONCTION DE TA  
(d'après MITCHELL - 1969).

Ces études comparatives appellent deux remarques fondamentales :

- 1) La méthode de référence utilisée ne peut pas être considérée comme une méthode absolue puisqu'elle utilise le même principe que la méthode à valider et présente donc les mêmes défauts.
- 2) Les conditions expérimentales dans lesquelles se sont déroulées les mesures sont souvent mal définies (RAMANATHAN - 1964) ou bien les sujets ne sont pas en équilibre thermique, ce qui crée des gradients de température très élevés entre les différentes régions. Dans certains cas (TEICHNER - 1958), les températures ambiantes imposées sont telles

que les sujets doivent être vêtus pour supporter les températures, ce qui ne permet pas de connaître les conditions thermiques équivalentes.

Cette étude théorique du principe appliqué au calcul des températures cutanées moyennes montre les sources d'erreurs associées aux mesures de températures ponctuelles. D'autre part, les techniques de mesure des températures constituent elles-mêmes une source supplémentaire d'erreur.

La mesure des températures cutanées ne représente qu'un cas particulier de la thermométrie de surface, avec ou sans contact. Les différentes techniques utilisées mettent à profit des variations de propriétés physiques de certains corps en fonction de la température. Parmi les plus couramment utilisés, on relève (KUEMMERLE - 1958) : l'effet thermoélectrique, la variation de résistivité d'un conducteur électrique, l'effet thermomagnétique et l'effet photoélectrique.

### I-3 : MESURE DES TEMPERATURES DE SURFACE PAR THERMOCOUPLES

L'effet thermoélectrique est l'un des phénomènes les plus utilisés pour la mesure des températures de surface par contact.

Cet effet, décrit par SEEBECK en 1821, est mis en évidence par le montage représenté par la figure I-3 où deux conducteurs électriques de natures différentes sont soudés en parallèle. Dans ces conditions, on observe l'apparition d'une force électromotrice entre les soudures lorsque celles-ci sont portées à des températures différentes.

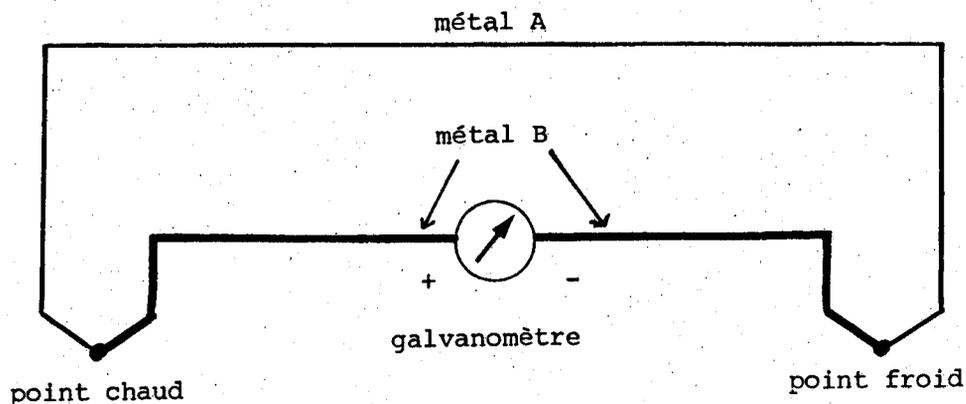


Figure I-3 : MONTAGE PERMETTANT LA MISE EN EVIDENCE  
DE L'EFFET SEEBECK.

La nature des thermocouples est très variée : les métaux utilisés peuvent être le platine, le platine rhodié, le fer, le cuivre, le nickel, le constantan, etc..., chaque couple possédant une gamme de mesure de températures différente. L'association cuivre-constantan est la plus généralement utilisée en biologie du fait de la plus grande pente de la relation f.e.m. = f ( $\theta$ ), et de son étendue de mesure qui se situe dans la plage -40 à +120 °C.

En réalité, la relation f.e.m. = f ( $\theta$ ) n'est pas linéaire. La détermination de la température à partir des valeurs électriques peut être obtenue en utilisant des tables de conversion ou encore en appliquant la formule d'approximation suivante :

$$T = aV^b \quad (\text{eq. I-3})$$

où : T est la température en °C ; V est la f.e.m. en  $\mu\text{V}$  ; a = 0,032496 et  
b = 0,9636428;

qui introduit une incertitude inférieure à 0.01 °C pour les températures mesurées dans l'intervalle compris entre 20 et 50 °C.

L'application de l'effet thermoélectrique aux mesures biologiques est ancienne puisque BECQUEREL, puis Cl. BERNARD l'utilisèrent dès le milieu du 19ème siècle pour relever les gradients thermiques à l'intérieur des organismes vivants. Cette technique fut affinée par d'ARSONVAL (WURTZ - 1882) et permit à la calorimétrie des organismes vivants de prendre l'essor qui l'a conduite aux développements qu'on lui connaît aujourd'hui.

L'utilisation des thermocouples pour la mesure des températures cutanées a fait l'objet de plusieurs études critiques, en particulier de la part de BEDFORT (1934), STOLL (1950), DRIMMER (1953) et de KILPATRICK (1967). Celles-ci montrent que les mesures de températures de surface par contact créent des perturbations locales des échanges thermiques. Elles peuvent être mises en évidence en considérant le modèle de la figure I-4 qui représente l'ensemble surface-thermocouple et son câble de liaison assimilable à une barre de longueur infinie : la température  $T$  à mesurer est perturbée par plusieurs éléments résistants à l'écoulement de la chaleur :  $R_m$ ,  $R_c$  et  $R_e$  parcourus par un flux thermique  $\phi$  (figure I-5). Ces résistances ont pour origines respectives :

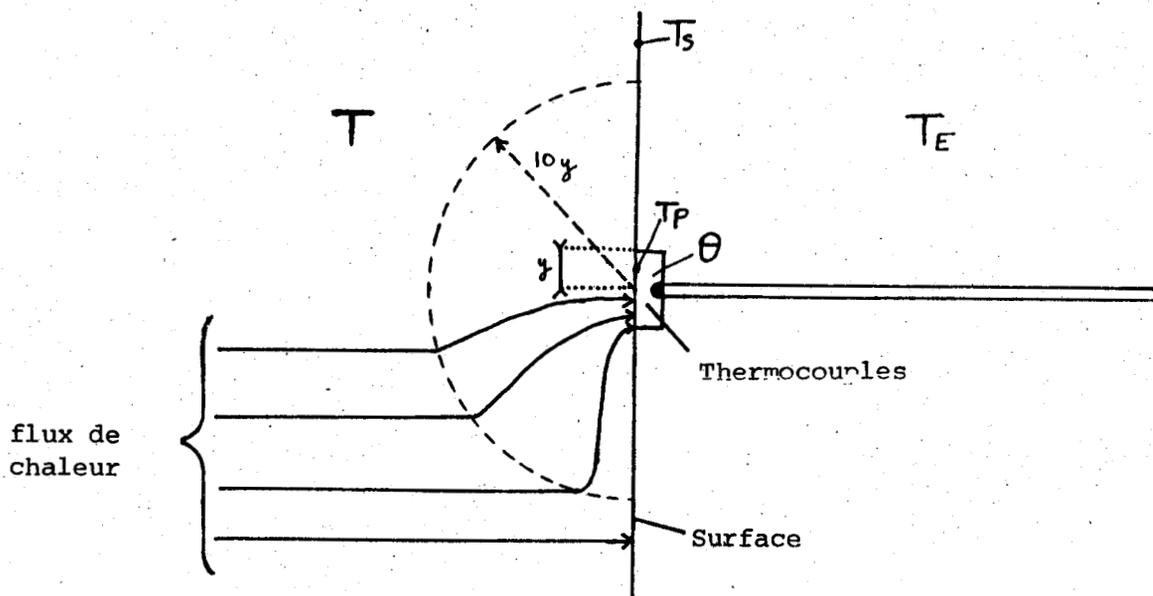


Figure I-4 : MODELE DESCRIPTIF DE L'ENSEMBLE SURFACE-CAPTEUR MONTRANT LE ROLE DES DIFFERENTS ELEMENTS MODIFIANT LA TEMPERATURE DE SURFACE.

- 1) Le phénomène de macrostriction, apparaissant lorsqu'un élément posé sur la surface modifie la répartition des lignes de propagation du flux thermique au sein du corps. La résistance thermique de macrostriction  $R_m$ , est donnée par la relation I-4, lorsque l'élément présente une section circulaire isotherme.

$$R_m = \frac{1}{4y\lambda} \quad (\text{eq. I-4})$$

où :  $y$  est le rayon de l'élément posé sur la surface ;  $\lambda$  est le coefficient de conductivité thermique du corps.

Cette résistance thermique est donc d'autant plus élevée que la conductivité thermique du corps est faible, ce qui est le cas des isolants thermiques, et que la surface du capteur est petite. La température perturbée au niveau de la surface est donnée par :

$$T - T_p = R_m \cdot \phi \quad (\text{eq. I-5})$$

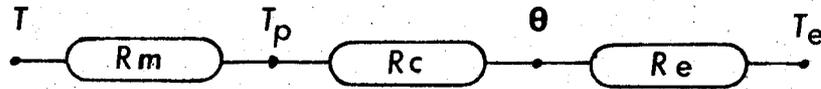
- 2) La qualité du contact thermique qui introduit une résistance de contact  $R_c$ . La température  $\theta$  du capteur est donnée par :

$$T_p - \theta = R_c \cdot \phi \quad (\text{eq. I-6})$$

- 3) La température du capteur est également fonction du flux de chaleur échangé avec le milieu extérieur, de température  $T_e$ . Ceci se traduit par un écart de température donné par :

$$\theta - T_e = R_e \cdot \phi \quad (\text{eq. I-7})$$

où :  $R_e$  représente la résistance thermique globale du capteur et du câble de liaison.



- $R_m$  : résistance de macrocontraction  
 $R_c$  : résistance de contact  
 $R_e$  : résistance extérieure  
 $T$  : température du corps  
 $T_p$  : température perturbée  
 $\theta$  : température mesurée  
 $T_E$  : température extérieure

Figure I-5 : MODELE ANALOGIQUE décrivant le rôle des différentes résistances thermiques de l'ensemble surface - capteur, modifiant la température T à mesurer.

En combinant les équations I-5, I-6 et I-7, on obtient :

$$\frac{T - T_e}{R_m + R_c + R_e} = \phi = \frac{T - \theta}{R_m + R_c}$$

Il est possible de définir un terme d'erreur correspondant à l'écart entre la température réelle et la température mesurée :  $\Delta T = k (T - T_e)$  où la définition du facteur :

$$K = \frac{1}{1 + \frac{R_e}{R_c + R_m}} \quad (\text{eq. I-8})$$

met en évidence le rôle joué par les différentes résistances thermiques dans ce terme d'erreur. Il est possible de prévoir en conséquence quels sont les facteurs à prendre en considération pour minimiser l'erreur de mesure des températures de surface par contact.

Dans le cas de la mesure des températures cutanées par thermocouples, la résistance thermique de macroconstriction est en effet très importante à cause de la faible conductivité thermique des tissus : environ  $4 \times 10^{-5} \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$  (HOUDAS - 1978). D'autre part, le thermocouple possède une grande conductivité thermique, de l'ordre de  $10 \text{ W.m}^{-1}.\text{K}^{-1}$  et donc une résistance  $R_e$  faible. Quant à la résistance de contact  $R_c$ , elle peut être négligée devant la valeur de  $R_m$ .

Avec les fils de thermocouples usuels, la valeur de  $R_e$  est de l'ordre de  $2.10^3 \text{ }^\circ\text{C.W}$  et donc faible devant la valeur de la résistance de macroconstriction  $R_m$  qui est de l'ordre de  $5.10^7 \text{ }^\circ\text{C.W}^{-1}$ .

La méthode de mesure des températures cutanées proposée par HARDY (1938) permet de limiter le flux de chaleur  $\phi$ , en plaçant un isolant thermique entre le thermocouple et le fluide ambiant, augmentant ainsi la résistance.

Une méthode développée par COLIN (1965) (figure I-6) consiste à diminuer l'importance du phénomène de macroconstriction en interposant un disque de cuivre entre la peau et le thermocouple de façon à augmenter la section apparente du thermocouple.

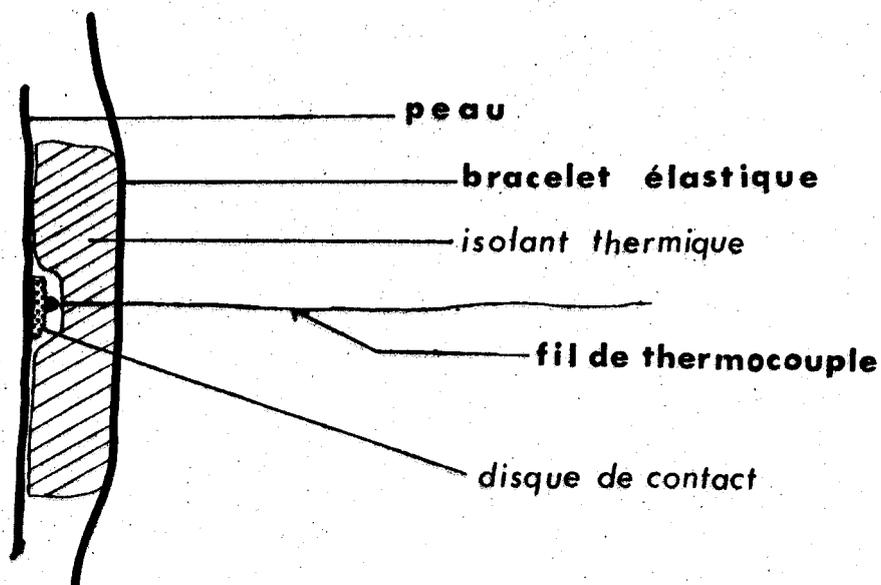


Figure I-6 : MONTAGE DES THERMOCOUPLES POUR LA MESURE DES TEMPERATURES CUTANÉES selon COLIN (1965).

Un tel montage présente l'avantage incontestable d'une grande simplicité de fabrication et de mise en oeuvre bien que le facteur d'erreur ne soit pas nul.

En contre-partie, ce type de montage présente l'inconvénient d'isoler localement la peau de l'ambiance et par voie de conséquence, de provoquer une perturbation complémentaire de la température cutanée. Ce phénomène, décrit par STOLL (1950) et retrouvé par STOLWIJK (1966), provoque selon cet auteur, une erreur par excès de 0.2 à 0.3 °C lorsque le sujet est placé en ambiance froide et une erreur par défaut de 0.2 à 0.5 °C en ambiance chaude. Lorsque l'organisme doit mettre en oeuvre les mécanismes de sudation pour lutter contre la chaleur, les thermocouples empêchent l'évaporation de la sueur produite et dans ces conditions, la température mesurée présente une erreur par excès pouvant atteindre 1 °C.

D'autres méthodes ont été proposées pour tenter de supprimer cet inconvénient. BOUTELIER (1972) par exemple, implante des aiguilles thermoélectriques dans l'épiderme pour mesurer les températures cutanées de sujets immergés dans l'eau. Dans ces conditions expérimentales, l'utilisation du montage de la figure I-6 conduit à un facteur d'erreur important car la relation I-8 tend vers l'unité du fait de la très faible valeur de  $R_e$  dans l'eau, de par sa conductibilité thermique élevée ; il convient dans ces conditions d'isoler le capteur de manière efficace, en le maintenant sur une grande longueur, à une température égale à la température à mesurer. Si cette méthode paraît très satisfaisante, elle reste relativement délicate à mettre en oeuvre et n'est guère utilisée en pratique. Elle peut néanmoins servir de méthode de référence.

#### I-4 : MESURE DES TEMPERATURES DE SURFACE PAR DETECTION INFRA-ROUGE

La solution permettant d'éliminer les difficultés inhérentes à la mesure des températures de surface par contact réside dans la mesure des températures à distance.

Le principe le mieux adapté à la mesure des températures de surface est la téléthermométrie. Cette technique ne nécessite pas de contact entre le capteur et la surface. La téléthermométrie mesure la puissance du rayonnement infra-rouge émis par un corps ; la théorie et l'application de cette méthode seront décrites au cours du second chapitre.

Cette méthode permet donc de mesurer les températures locales sans perturbation des échanges thermiques. Il existe essentiellement deux types d'appareils : le radiomètre infra-rouge qui fournit une mesure locale de la température et le thermographe infra-rouge qui fournit une image de la distribution thermique sur toute la surface comprise dans le champ optique de l'appareil.

Ces techniques ne sont que peu employées pour les mesures de routine en raison des difficultés suivantes :

- 1) les radiomètres infra-rouges ne mesurent la température cutanée que sur des surfaces très réduites, comparables à celles impliquées lors de l'emploi des thermocouples. Leur utilisation nécessite donc la présence permanente d'un opérateur auprès du sujet afin de relever les températures des différents emplacements préalablement définis. Une telle contrainte n'est pas compatible avec les conditions nécessaires au déroulement des mesures calorimétriques qui imposent le calme, une excellente répétitivité et une simultanéité des mesures.
- 2) la détermination de la température d'une surface importante par thermographie pose le délicat problème non encore totalement résolu sur le plan théorique, de l'analyse automatique des images (CHEN - 1978).
- 3) enfin, le coût des systèmes disponibles à l'heure actuelle les rend difficilement accessibles.

Pour ces raisons, au cours des expériences de calorimétrie, la mesure des températures cutanées se fait presque toujours avec des thermocouples, malgré les limites signalées précédemment.

#### I-5 : CONCLUSIONS

La démarche suivie par la plupart des auteurs pour déterminer une méthode de calcul de la température cutanée moyenne peut être décomposée en plusieurs étapes :

- a) la surface cutanée totale est divisée arbitrairement en plusieurs régions dont la température est supposée homogène.
- b) le coefficient de pondération attribué à la mesure est généralement obtenu en déterminant la valeur relative de la surface de la région par rapport à la surface totale.
- c) l'emplacement du capteur est choisi en évitant le trajet des grosses veines superficielles et les particularités anatomiques susceptibles de modifier les températures locales (gouttières, salières, articulations, etc...).

Il ressort de cette analyse que ce type de démarche ne présente pas le caractère d'objectivité nécessaire à une application scientifique,

d'autant plus que la perturbation de la mesure introduite par le capteur lui-même n'est pas prise en compte.

Ces constatations nous ont conduits à étudier la possibilité de mettre au point une méthode objective de calcul de la température cutanée d'un sujet. La démarche retenue consiste à :

- 1) mesurer la température cutanée moyenne par une méthode de thermométrie sans contact et ceci pour plusieurs conditions de température ambiante,
- 2) trouver, éventuellement, les points dont la température est caractéristique de la température cutanée moyenne quelle que soit la température ambiante,
- 3) déterminer le coefficient de pondération adéquat en appliquant la méthode classique.

Ceci doit conduire à la définition d'une méthode de calcul de la  $\bar{T}_{sk}$  présentant une objectivité suffisante.



Chapitre -II-

TECHNIQUE ET PROCOLE EXPERIMENTAL.

La technique retenue pour cette étude repose sur la mesure de la quantité de chaleur émise sous la forme d'un rayonnement électromagnétique par la peau. Un système électronique approprié fournit une image représentant la répartition des températures de la surface par des niveaux de gris différents. Il est alors possible de calculer la température moyenne de cette surface en s'affranchissant des approximations liées aux mesures de températures ponctuelles.

## II-1 : RAPPELS THEORIQUES

### II-1-a : L'émission du rayonnement électromagnétique

Depuis l'observation de HERSCHEL (1800), on sait que le rayonnement électromagnétique situé en-deçà de la raie rouge du spectre visible possède des propriétés thermiques particulières, dues à l'absorption de l'énergie électromagnétique rayonnée entre  $0.7\mu$  et  $1\text{ mm}$ . Ce rayonnement, appelé rayonnement infra-rouge (I.R.) est divisé arbitrairement en 4 bandes distinctes : l'infra-rouge proche ( $0.75\mu$  à  $3\mu$ ), l'infra-rouge moyen (de  $3\mu$  à  $6\mu$ ), l'infra-rouge lointain (de  $6\mu$  à  $15\mu$ ) et l'infra-rouge extrême ( $15\mu$  à  $1\text{ mm}$ ).

En fait, l'ensemble du spectre électromagnétique transporte de l'énergie. La quantité totale d'énergie ainsi véhiculée, appelée pouvoir émissif total, est donnée par l'équation de STEFAN-BOLTZMANN :

$$Q_r = \sigma T^4 \quad (\text{eq. II-1})$$

où :  $Q_r$  est le pouvoir émissif total ( $\text{W.m}^{-2}$ ),  $T$  la température absolue (K),  $\sigma$  la constante de STEFAN-BOLTZMANN (5.67).

Cette équation ne s'applique qu'à des surfaces idéales susceptibles de rayonner l'énergie maximale pour la température à laquelle elles sont portées. Il leur est donné le nom de corps noir.

Mais, il est souvent utile de connaître le pouvoir émissif d'une surface dans une bande de fréquence limitée. PLANCK a montré que le pouvoir émissif monochromatique du corps noir est donné par :

$$Q_{rb \lambda} = C_1 \lambda^{-5} \left| e^{C_2 \lambda^{-1} T^{-1}} - 1 \right|^{-1} \quad (\text{eq. II-2})$$

$$\text{avec : } C_1 = 2 hc^2 = 3,74 \cdot 10^8 \quad \text{W.m}^{-2} \cdot \mu^4$$

$$C_2 = hck^{-1} = 1,33 \cdot 10^4 \quad \mu.k$$

$$\text{et : } h = 6,6262 \cdot 10^{-34} \quad \text{J.S.} \quad (\text{constante de PLANCK})$$

$$c = 2,9979 \cdot 10^8 \quad \text{m.s}^{-1} \quad (\text{vitesse de la lumière})$$

$$k = 1,38062 \cdot 10^{-23} \quad \text{J.K.} \quad (\text{constante d'entropie de BOLTZMANN})$$

$\lambda$  représente la longueur d'onde considérée, en  $\mu$ .

La répartition du pouvoir émissif monochromatique du corps noir sur l'ensemble du spectre est représentée par la figure II-1, pour diverses températures.

L'énergie rayonnée dans une bande spectrale délimitée par les longueurs d'ondes  $\lambda_1$  et  $\lambda_2$  est donc :

$$Q_{rb} = \int_0^{\lambda_2} Q_{rb\lambda} d\lambda - \int_0^{\lambda_1} Q_{rb\lambda} d\lambda$$

D'autre part, l'intégration de l'équation de PLANCK sur tout le spectre permet de retrouver l'équation de STEFAN-BOLTZMANN (eq. II-1).

Le maximum de la valeur du pouvoir émissif monochromatique est obtenu en calculant la racine de la dérivée de l'équation II-2 ; on aboutit alors à la relation de WIEN qui permet de calculer la longueur d'onde pour laquelle le pouvoir émissif monochromatique est maximal, pour une température donnée :

$$\lambda_{\max} = b.T^{-1} \quad (\text{eq. II-3})$$

avec  $b = 2898 \mu.k$ .

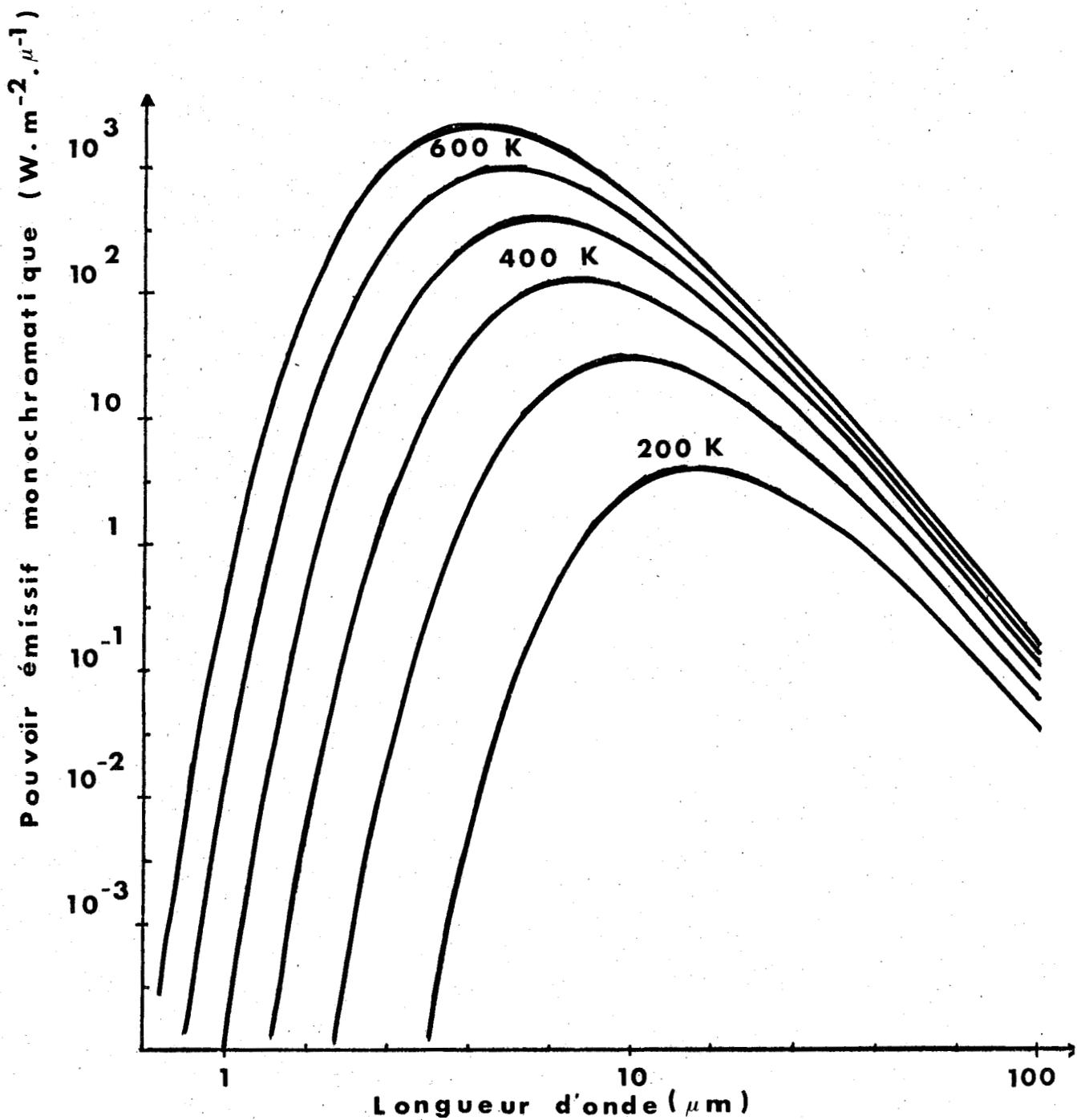


Figure II-1 : REPARTITION DU POUVOIR EMISSIF MONOCHROMATIQUE  
DU CORPS NOIR POUR DIFFERENTES TEMPERATURES.

Par exemple, le pouvoir émissif monochromatique du corps noir porté à une température de 303 K, ordre de grandeur des températures physiologiques, présente une valeur maximale de  $33 \text{ W.m}^{-2} \cdot \mu^{-1}$ , pour une longueur d'onde égale à :  $\lambda_{\text{max}} = 9,6 \mu$ . Le pouvoir émissif total vaut dans ces conditions  $478 \text{ W.m}^{-2}$ . Ainsi, plus de 70 p. cent de l'énergie rayonnée par le corps noir porté à une température de 303 K se situe dans le spectre compris entre 4 et 20  $\mu$ . Il est donc possible de mesurer la température de cette surface en mesurant l'énergie qu'elle rayonne dans le spectre infrarouge moyen et lointain.

Contrairement au corps noir, la plupart des surfaces réelles ne rayonnent pas toute l'énergie prévue par les équations II-1 et II-2, on parle alors de surfaces grises ou de corps gris. Le rapport du pouvoir émissif total du corps gris au pouvoir émissif total du corps noir porté à la même température définit le coefficient d'émissivité du corps gris :

$$\varepsilon \triangleq Q_r \cdot Q_{rb}^{-1} \quad (\text{eq. II-4})$$

où :  $\varepsilon$  est le coefficient d'émissivité,  $Q_r$  le pouvoir émissif total du corps gris,  $Q_{rb}$  le pouvoir émissif total du corps noir.

L'équation II-1 devient donc pour un corps gris :

$$Q_r = \varepsilon \sigma T^4 \quad (\text{eq. II-5})$$

En général, le coefficient d'émissivité d'un corps gris n'est pas constant et plusieurs facteurs modifient sa valeur :

- 1) l'émissivité d'une surface varie selon la longueur d'onde du rayonnement. La figure II-2 montre par exemple, les variations de  $\varepsilon$  pour deux types de surfaces : l'aluminium anodisé et la peau humaine, en fonction de la longueur d'onde.

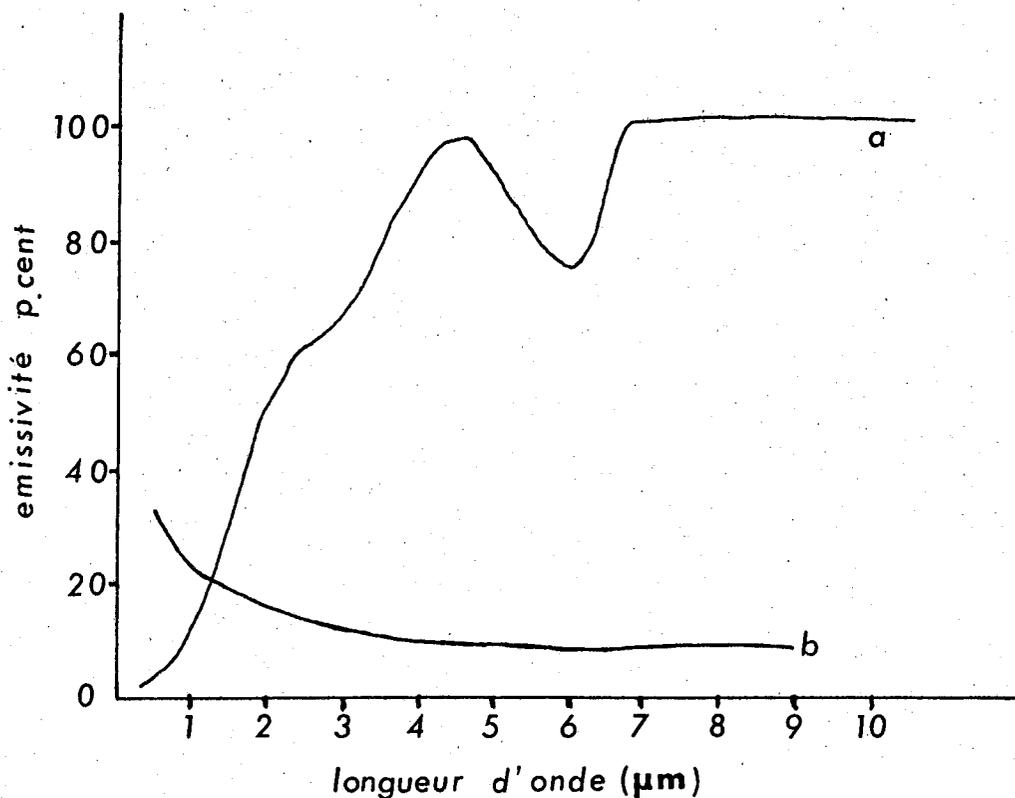


Figure II-2 : EVOLUTION DE L'EMISSIVITE DE :

a : la peau humaine et b : une surface d'aluminium, en fonction de la longueur d'onde.

Les premières mesures de l'émissivité de la peau humaine ont été effectuées par HARDY en 1934. Ces travaux et les études ultérieures montrent que la valeur du coefficient d'émissivité de la peau est très proche de l'unité, pour les températures cutanées physiologiques. A ces températures, le pouvoir émissif monochromatique est maximum pour les longueurs d'ondes comprises entre  $9,9\mu$  et  $9,3\mu$ .

- 2) En plus de ces variations en fonction de la longueur d'onde, le coefficient d'émissivité de nombreux corps présente des propriétés directionnelles qui ne s'accordent pas avec la loi en cosinus de LAMBERT (KREITZ - 1967). La figure II-3 illustre cette variation de  $\epsilon$  en fonction de l'angle d'observation de la surface rayonnante.

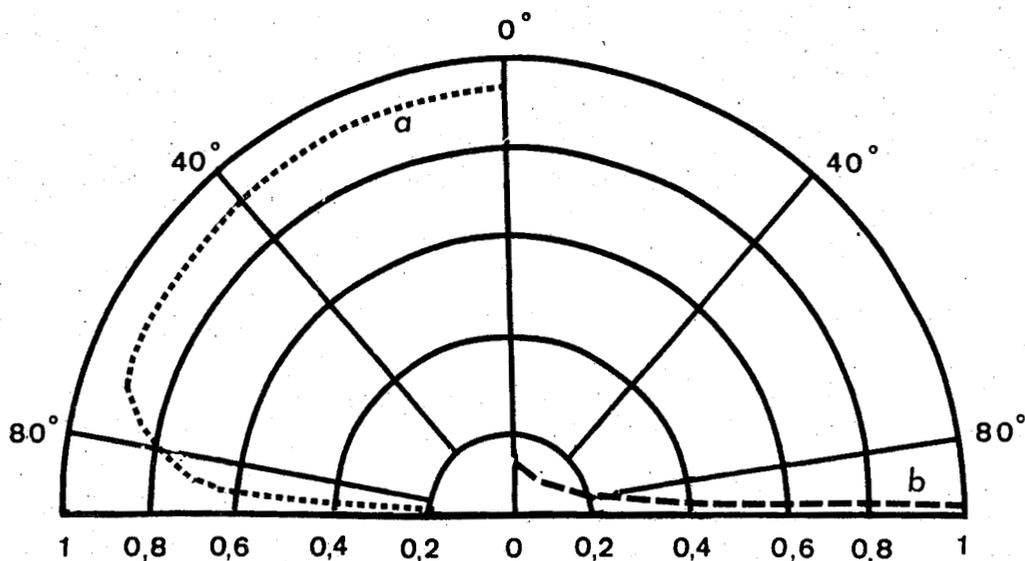


Figure II-3 :

Il existe une différence importante entre les variations du coefficient d'émissivité des surfaces métalliques et les matériaux considérés comme des isolants thermiques. Les premiers présentent une valeur de  $\epsilon$  minimale dans la direction perpendiculaire à la surface, alors que pour les seconds, le coefficient d'émissivité est maximal dans cette direction. Bien qu'il n'existe pas de travaux précis permettant de porter la variation du coefficient d'émissivité de la peau humaine sur la figure II-3, on peut affirmer que ce coefficient se comporte comme ceux du second type ; en effet, la mesure de l'énergie rayonnée par un point de la surface cutanée fournit une valeur maximale dans la direction normale à la surface et décroît très rapidement à partir d'un angle d'observation à peu près égal à  $70^\circ$ .

II-1-b : L'absorption du rayonnement

Le rayonnement électromagnétique émis par une surface peut être absorbé, réfléchi ou bien encore transmis par la surface qu'il rencontre.

Ces trois possibilités sont illustrées par la figure II-4.

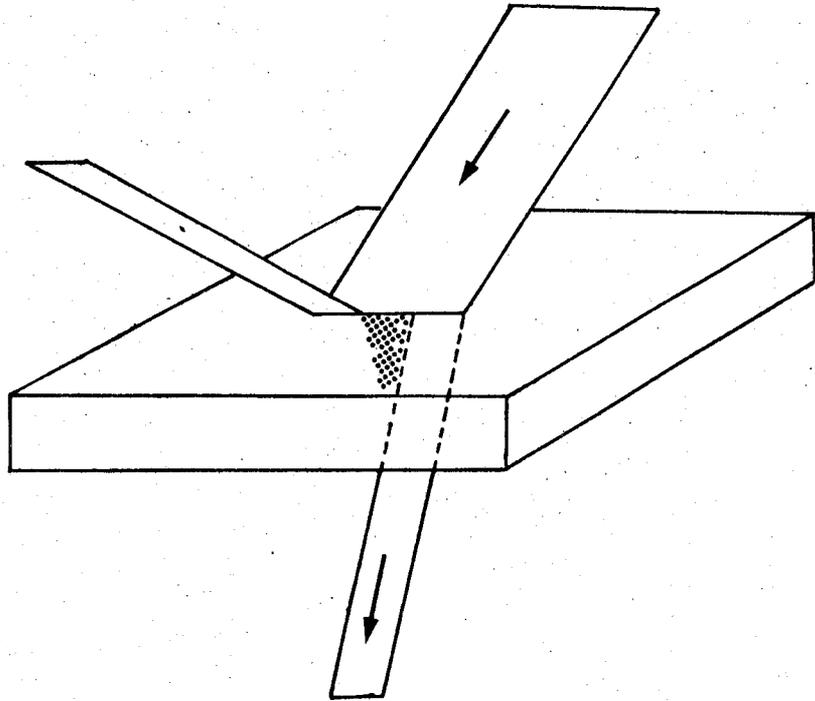


Figure II-4

L'équation II-6 décrit la relation entre la fraction d'énergie absorbée, réfléchie et transmise :

$$\alpha + \rho + \tau = 1 \quad (\text{eq. II-6})$$

dans laquelle  $\alpha$  représente le facteur d'absorption,  $\rho$  le facteur de réflexion,  $\tau$  le facteur de transmission.

Dans le cas où la surface est opaque au rayonnement incident, l'équation II-6 devient :

$$\alpha + \rho = 1.$$

Considérons deux corps  $A_1$  et  $A_2$ , de surfaces  $C_1$  et  $C_2$ , placés dans une enceinte de grande taille par rapport à  $A_1$  et  $A_2$  et thermiquement isolée de l'extérieur. Soient  $Q_{r1}$  et  $Q_{r2}$  les pouvoirs émissifs de  $C_1$  et  $C_2$ ,  $\alpha_1$  et  $\alpha_2$  leurs coefficients d'absorption, et  $\phi$  le flux émis par les parois et reçu par  $C_1$  et  $C_2$ .

A l'équilibre thermique, le bilan des flux reçus et émis par chacun des corps est nul ; on écrit donc :

$$\alpha_1 A_1 \phi = A_1 Q_{r1} \quad \text{pour } C_1$$

et

$$\alpha_2 A_2 \phi = A_2 Q_{r2} \quad \text{pour } C_2$$

en faisant le rapport de ces deux relations, on obtient :

$$\frac{\alpha_1 A_1 \phi}{\alpha_2 A_2 \phi} = \frac{A_1 Q_{r1}}{A_2 Q_{r2}}$$

En réarrangeant, il vient :

$$\frac{\alpha_1}{Q_{r1}} = \frac{\alpha_2}{Q_{r2}} \quad (\text{eq. II-7})$$

Cette relation, connue sous le nom de loi de KIRCHOFF, établit qu'à l'équilibre thermique, le rapport du pouvoir émissif à son facteur d'absorption est le même pour toutes les surfaces. Comme la valeur du coefficient d'absorption est limité (équation II-5), le pouvoir émissif maximum est également limité. En utilisant la définition du coefficient d'émissivité (équation II-4) et en la transposant dans l'équation II-7, on peut écrire :

$$\frac{\alpha_b}{\epsilon_b} = \frac{\alpha_1}{\epsilon_1} = \frac{\alpha_2}{\epsilon_2} = \dots = 1$$

Cette relation montre l'égalité des coefficients d'émissivité et d'absorption d'une surface à l'équilibre thermique.

Ces quelques éléments théoriques montrent que l'énergie émise par une surface dépend de sa température absolue et de son coefficient d'émissivité. Un capteur capable de mesurer cette énergie permet donc de déterminer la température superficielle du corps émetteur.

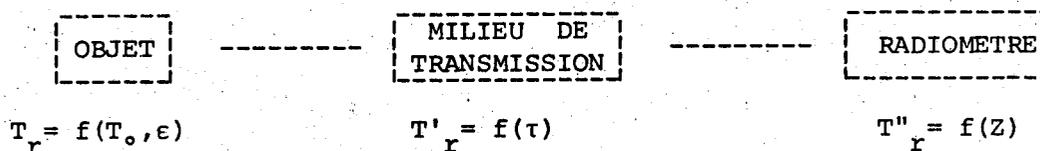
## II-2 : TECHNIQUE

### II-2-a : Méthode de mesure des températures par détection infrarouge

La détection infrarouge consiste à convertir l'énergie électromagnétique rayonnée par une surface dans le spectre I.R. en un signal exploitable, le plus généralement un signal électrique.

L'ensemble des éléments intervenant dans la mesure des températures par radiométrie I.R. est représenté dans la figure II-5.

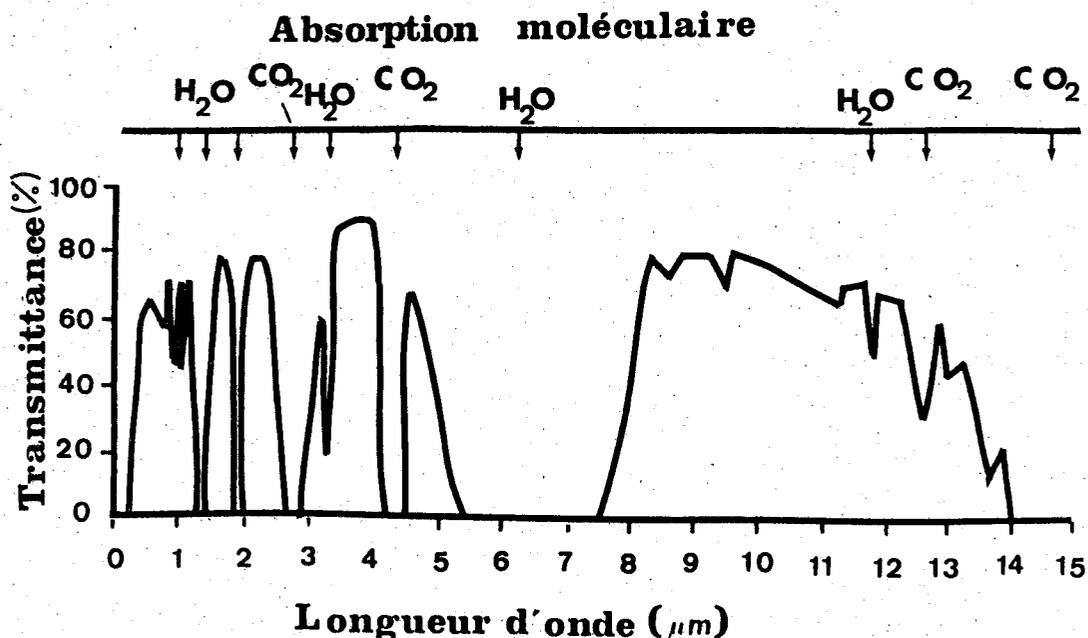
Le point de départ du rayonnement est constitué par la surface émettrice dont les propriétés déterminent le pouvoir émissif total. La température apparente est d'autant plus proche de sa température réelle que  $\epsilon$  est voisin de l'unité.



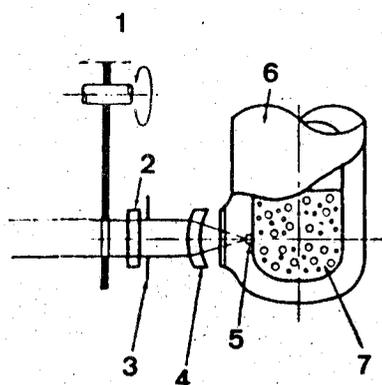
$T_o$  : température de l'objet,  $T_r$  : température apparente liée à la valeur de  $\epsilon$ ,  $T'_r$  : température apparente ( $< T_r$ ) de l'objet liée à la dissipation de l'énergie dans le milieu de transmission,  $T''_r$  : température apparente de l'objet fournie par le capteur, liée aux caractéristiques intrinsèques,  $Z$ , du capteur.

Figure II-5 : REPRESENTATION DES DIFFERENTS FACTEURS INTERVENANT DANS LA PROPAGATION DU RAYONNEMENT INFRAROUGE.

Le second élément, représenté par le milieu de propagation, modifie la température apparente de la surface en absorbant une part de l'énergie émise par celle-ci. La valeur du coefficient de transmission en fonction de la longueur d'onde, dans l'atmosphère, est donnée à la figure II-6. L'amplitude du coefficient de transmission est fonction de la distance entre la source et le radiomètre. Dans la pratique, les distances ne sont jamais supérieures à 10 mètres et l'influence du coefficient de transmission doit être considérée comme négligeable (MAMOUDH - 1978).



Le rayonnement émis par la surface atteint enfin le radiomètre (figure II-7). Celui-ci est composé d'un système optique comprenant des lentilles dont le matériau est transparent aux radiations faisant partie du spectre analysé par le photo-détecteur. De nombreux corps purs ou alliages peuvent être utilisés dans ces systèmes optiques en particulier le silicium et le germanium dont les spectres de transmission s'étendent respectivement de 1,5 à 15 $\mu$  et 1,9 à 25 $\mu$ . Ces lentilles sont généralement recouvertes d'une couche anti-réfléchissante permettant d'augmenter très notablement leur transmittance de façon à obtenir un rendement optimal du système de mesure. Le faisceau est ensuite découpé par un "chopper". Cette opération a une double fonction : d'une part, elle facilite la stabilisation de l'équipement électronique en réduisant la bande passante du signal, et d'autre part, elle permet de réfléchir sur le photodétecteur son propre rayonnement thermique. Pour des raisons technologiques, le photodétecteur doit être porté à une température basse et stable, son rayonnement peut donc servir de référence interne, ce qui permet un réajustement constant du point de fonctionnement de l'appareil.



- 1- chopper
- 2- filtre optique
- 3- diaphragme
- 4- colimateur
- 5- photodétecteur
- 6- vase isotherme
- 7- gaz liquide de refroidissement

Figure II-7 : REPRESENTATION DES ELEMENTS PRINCIPAUX D'UN RADIOMETRE  
UTILISE DANS UNE CAMERA I-R

Très souvent, le signal infrarouge est filtré de manière à n'utiliser qu'une largeur de spectre bien définie se situant à l'extérieur des bandes d'absorption des molécules d'eau et de dioxyde de carbone présentes dans le milieu de transmission et surtout pour éliminer le rayonnement provenant de sources à haute température, réfléchi par la surface étudiée.

Enfin, le rayonnement aboutit sur le photodétecteur dont le rôle consiste à convertir l'énergie I.R. en énergie électrique. Les capteurs peuvent être des thermopiles encore appelées bolomètres dans le cas de leur utilisation pour la détection I.R. La constante de temps de ces systèmes étant de l'ordre de 10 à 150 ms, on leur préfère généralement les photodétecteurs à semiconducteurs pour la réalisation de système de restitution d'images thermographiques.

Le signal électrique (S) délivré par le capteur résulte de l'intégration dans le domaine spectral de sensibilité du capteur,  $R(\lambda)$ , du flux émis par l'objet visé ( $\frac{dF_e}{d\lambda}$ ), du flux réfléchi par l'objet ( $\frac{dF_r}{d\lambda}$ ) et du flux environnant le capteur ( $\frac{dF_o}{d\lambda}$ ), soit :

$$S = \int_0^{\infty} R(\lambda) \tau(\lambda) \frac{dF_e}{d\lambda} d\lambda + \int_0^{\infty} R(\lambda) \tau(\lambda) \frac{dF_r}{d\lambda} d\lambda + \int_0^{\infty} R(\lambda) \frac{dF_o}{d\lambda} d\lambda$$

$$= S_e + S_r + S_o \quad (\text{eq. II-8})$$

Seule la grandeur  $S_e$  dépend de la température  $T$  de l'objet. Le système "chopper" permet donc de distinguer le flux affluant  $\frac{dF_e}{d\lambda} + \frac{dF_r}{d\lambda}$  du flux environnant le capteur  $\frac{dF_o}{d\lambda}$ .

Il est donc nécessaire de minimiser l'influence du facteur  $\frac{dF_e}{d\lambda}$  particulièrement lorsque la température ambiante est proche de la température de la surface. Dans le cas particulier de la thermographie cutanée, le coefficient d'émission étant très voisin de l'unité, la composante du flux émis par la surface est prépondérante (JATTEAU - 1975).

II-2-b : Description du système thermographique utilisé

Le matériel utilisé est produit par la société suédoise AGA AKTIEBOLAB sous la dénomination AGA Thermovision system 680/102 B. Ce système décrit par le schéma II-8 comprend une caméra infrarouge, une unité de commande et une unité de visualisation permettant de restituer les images infrarouges (thermogrammes) ou la forme des isothermes de la surface.

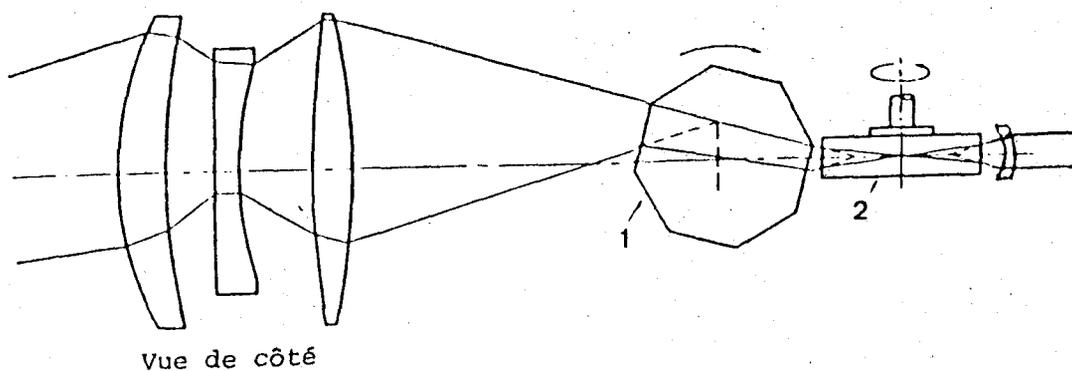
La structure généralement retenue pour le système de balayage optique est décrit par la figure II-8. Cette structure comprend deux polygones réguliers montés perpendiculairement l'un par rapport à l'autre et animés de mouvements de rotation de vitesses différentes.

Le principe de fonctionnement de cette caméra correspond à celui décrit précédemment (II-2) puisqu'il comprend :

- un système de balayage optico-mécanique précédé d'une optique de focalisation constituée de lentilles en germanium
- un "chopper"
- un photo-détecteur refroidi à 77 K par de l'azote liquide.

D'après les données fournies par le constructeur, les caractéristiques de ce matériel sont les suivantes :

<u>optique</u>	: champ : 25° x 25° surface balayée : 23 x 23 cm à 0.6 m champ instantané : 2.5 mrad
<u>détecteur</u>	: photovoltaic In Sb étendue spectrale : 2 - 5,6 μ refroidi à l'azote liquide (77 K)
<u>visualisation</u>	: dimension de l'image : 67 x 74 mm fréquence image : 16 s <sup>-1</sup> fréquence ligne : 1600 s <sup>-1</sup> soit 220 lignes entrelacées pouvoir de résolution : 140 lignes
<u>sensibilité</u>	: meilleure que 0.2 °C pour une température de surface égale à 30 °C.



- 1 : balayage vertical  
2 : balayage horizontal

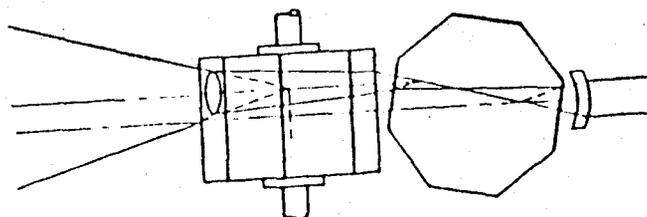


Figure II-8 : SCHEMA DE L'OPTIQUE DU SYSTEME THERMOGRAPHIQUE AGA.

La relation II-8 montre que l'accès direct à la température de la cible n'est pas possible. Pour obtenir cette température, il est donc nécessaire de procéder à une mesure par comparaison, grâce à un corps noir porté à une température connue. Ce corps noir (figure II-9) est constitué d'une cavité recouverte intérieurement d'une peinture dont le coefficient d'émissivité est égal à l'unité. Ce corps noir est placé dans le champ de vision.

### II-3 : PROTOCOLE EXPERIMENTAL

La mesure thermographique consiste à effectuer plusieurs clichés sur diapositive couleur, de format 24 x 36 mm, sur chacun des 5 sujets nus, en position debout dans des ambiances thermiques différentes.

#### II-3-a : Description des sujets

Les caractéristiques biométriques et la température de neutralité au repos des sujets nus sont présentées au tableau II-2.

Régions	surfaces élémentaires	surfaces regroupées
Tête	0.07	0.07
Bras	0.14	} 0.19
Mains	0.05	
Pieds	0.07	} 0.39
Jambes	0.13	
Cuisses	0.19	
Tronc	0.35	0.35
Total	1	1

Tableau II-1 : SURFACES RELATIVES DES DIFFERENTES  
REGIONS SELON DUBOIS et DUBOIS (1915)

Caracté- ristiques	sujets				
	YH	GC	CL	RM	JLL
Poids (kg)	68	54	48	75	80
Taille (m)	1.69	1.68	1.63	1.80	1.85
Surface (m <sup>2</sup> )	1.78	1.61	1.50	1.94	2.02
Temp. neutr.	30	31	32.5	30.5	30.5

Tableau II-2 : CARACTERISTIQUES BIOMETRIQUES ET  
TEMPERATURE DE NEUTRALITE DES  
DIFFERENTS SUJETS EXAMINES.



Les températures de neutralité thermique sont obtenues expérimentalement au repos avec un vent de  $1 \text{ m.s}^{-1}$ .

Les surfaces cutanées sont calculées d'après la formule de DUBOIS et DUBOIS (1916) :

$$S = P^{0.425} \times T^{0.725} \times 71,84$$

où : P représente le poids (en kg), T la taille (en cm), S la surface cutanée (en  $\text{cm}^2$ ).

### II-3-b : Conditions ambiantes

Du fait des modifications de la répartition des gradients de températures cutanées selon les températures ambiantes, trois types de conditions ambiantes sont définies :

- condition froide :  $20 \text{ }^\circ\text{C}$
- conditions confortables :  $25 \text{ }^\circ\text{C}$ ,  $26 \text{ }^\circ\text{C}$ ,  $27 \text{ }^\circ\text{C}$
- conditions chaudes :  $30 \text{ }^\circ\text{C}$  et  $35 \text{ }^\circ\text{C}$ .

Ces conditions sont réalisées dans un local spécialement aménagé : sans fenêtres pour éviter le rayonnement solaire et avec une peinture non réfléchissante sur les murs. La régulation thermique du local permet de maintenir une température constante avec une précision de  $\pm 0.3 \text{ }^\circ\text{C}$  avec une vitesse de déplacement d'air inférieure à  $0.3 \text{ m.s}^{-1}$ .

Trois températures "confortables" sont retenues car les sujets ne présentent pas tous les mêmes coefficients d'échange thermiques ambiance-périphérie, ni périphérie-noyau, ni la même production de chaleur métabolique ce qui introduit une variabilité de la température de neutralité thermique qui porte sur quelques degrés centigrades.

### II-3-c : Méthode expérimentale

Avant toute mesure, les sujets passent 1 heure au repos assis dans les conditions ambiantes de la mesure, afin d'atteindre l'équilibre thermique.

Les sujets vont ensuite se placer en face de la caméra, de façon à ce que l'axe du champ de prise de vue soit toujours normal à la surface cutanée ceci pour éviter les variations du coefficient d'émissivité.

Quatorze clichés sont pris pour chaque sujet et pour les différentes conditions ambiantes. Ces clichés permettent d'obtenir les isothermes des surfaces suivantes : visage et cou - thorax - abdomen - cuisses - jambes et pieds - bras et mains - face interne des bras - face postéro-externe des bras et dos des mains - partie supérieure dos et cou - partie inférieure du dos - face postérieure des cuisses - face postérieure des jambes - profil des jambes - profil du tronc.

Le corps noir de référence, dont la température est toujours fixée à une valeur supérieure à la température ambiante, est placé de manière à être visible sur chaque cliché.

Les thermographies représentent la distribution des températures de la surface située dans le champ optique de la caméra, dont la "largeur" représente la sensibilité de la thermographie.

La sensibilité utilisée pour le calcul des températures cutanées moyennes est fixée à 0.5 °C, de façon à ce que toutes les températures de la peau puissent être visibles sur les thermographies, sans modification des réglages initiaux. Cette sensibilité est fixée à 0.2 °C pour obtenir les thermographies utilisées pour le second volet de cette expérimentation. Celle-ci consiste à relever des températures locales pour les calculs des températures cutanées moyennes à partir des méthodes classiques, et pour rechercher l'existence de points caractéristiques.

Les thermographies obtenues sur diapositives sont agrandies et dessinées sur papier pour faciliter la mesure des surfaces des isothermes. Un exemple de thermographie ainsi dessinée est présenté à la figure II-10.

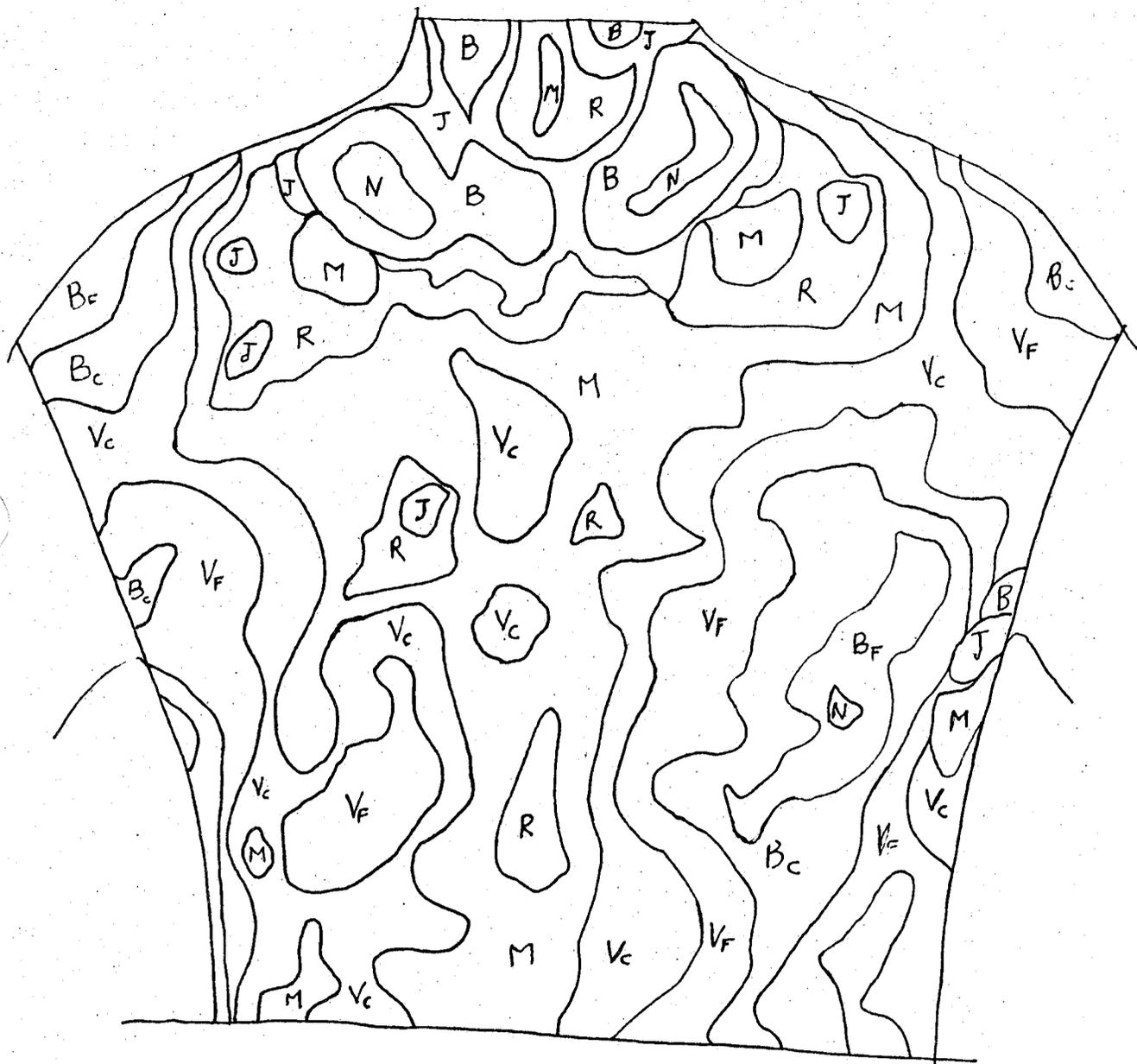


Figure II-10 : THORAX DU SUJET J.L. SOUMIS AUX CONDITIONS :

$T_A : 20^\circ \text{ C}$        $T_{\text{ref}} : 28^\circ \text{ C (noir)}$

isothermes :  $0,5^\circ \text{ C}$        $\bar{T}_{\text{sk}} : 30,2^\circ \text{ C}$



La mesure des surfaces des isothermes est effectuée grâce à un planimètre O.T.T. qui fournit une valeur proportionnelle à cette surface en unités arbitraires. La mesure de la surface est effectuée systématiquement deux fois de façon à obtenir des valeurs distantes seulement de quelques unités ; dans le cas où l'écart est supérieur, l'opération est recommencée jusqu'à ce que l'on obtienne deux valeurs satisfaisantes. Les valeurs de surface sont vérifiées en effectuant leur somme qui doit donner la valeur de la surface totale. Dans le cas où un écart supérieur à 0,5 % de la surface totale est détecté, les mesures sont à nouveau effectuées.

Enfin, il est procédé au calcul de la température moyenne en multipliant la surface de chaque isotherme par la température correspondante et en divisant la somme de ces produits par la surface totale selon la formule suivante :

$$\bar{T}_{sk} = \frac{1}{S} \sum_{i=1}^9 T_i A_i \quad (\text{eq. II-9})$$

Cette procédure est répétée pour chaque cliché. Les valeurs obtenues sont ensuite regroupées pour définir 4 régions principales : tête et cou - tronc - jambes - bras. Ce regroupement s'effectue en appliquant la même procédure que celle utilisée pour calculer la température moyenne sur un cliché avec les coefficients de surface cutanée définis au tableau II-1.

Cette méthode a permis d'obtenir les données nécessaires au calcul des températures cutanées locales, régionales et moyennes des différents sujets placés dans des ambiances thermiques variées.

Le nombre total des clichés obtenus est d'environ 1300. De ce nombre total, 200 photos n'ont pas pu être exploitées, soit à cause d'une mauvaise manipulation des films, soit d'un défaut de traitement. Les 1100 clichés restants ont tous été dépouillés par planimétrie. Cette opération requiert deux heures de travail pour un opérateur entraîné ; en outre, l'attention soutenue nécessaire à la mise en oeuvre de cette technique, limite à quatre dépouillements par jour et pour deux personnes. Ce travail astreignant a donc coûté plus de 550 jours-homme.

Le nombre de clichés réellement exploités pour ce travail représente moins de la moitié de l'ensemble des clichés analysés. Cette perte de données est liée aux difficultés méthodologiques rencontrées lors des prises de vue thermographiques. C'est particulièrement le cas lors d'un mauvais calibrage des échelles de température ou lorsque le capteur infra-rouge est insuffisamment refroidi.

De telles erreurs expérimentales ne peuvent être décelées qu'après la confrontation des différents résultats entre eux, donc après analyse.

#### II-3-d : Problèmes méthodologiques

La mesure des surfaces à partir de cette technique photographique introduit trois sources d'erreur principales:

1) Le fait de prendre des clichés de face, de profil et de dos implique que certaines régions cutanées soient photographiées deux fois (figure II-9). Pour éviter de prendre en compte plusieurs fois ces régions, ce qui reviendrait à les favoriser pour le calcul des températures cutanées moyennes, des bandes réfléchissantes auto-collantes sont posées sur la peau au cours des premières photographies de façon à délimiter les surfaces avec précision.

2) Un second problème lié à cette méthode photographique est de définir l'angle d'émission du rayonnement par rapport à la direction perpendiculaire à la surface cutanée. Il est possible de définir géométriquement cet angle d'incidence à partir de la figure II-11, en faisant l'hypothèse que le volume dont la surface est photographiée, est assimilable à un cylindre.

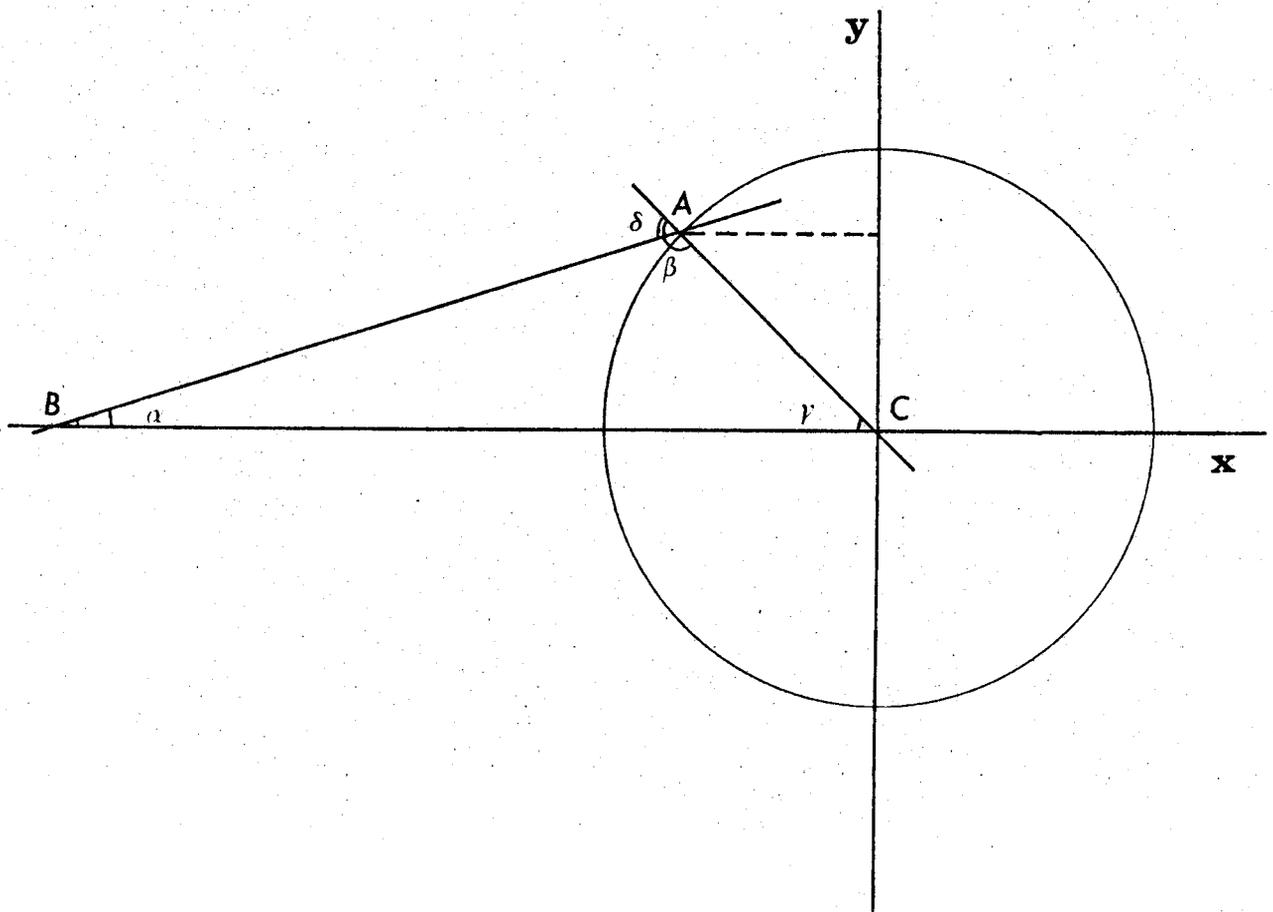


Figure II-11 : REPRESENTATION GEOMETRIQUE PERMETTANT DE DEFINIR L'ANGLE D'OBSERVATION DE LA SURFACE DONT LA TEMPERATURE EST A DETERMINER.

Les éléments à prendre en considération pour résoudre ce problème sont : la distance caméra-sujet, le diamètre du cylindre et l'angle  $\alpha$ . Cet angle peut être déterminé en résolvant le triangle ABC de manière classique :

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{AC \sin \gamma}{BC - AC \cos \gamma} \quad (\text{eq. II-10})$$

et  $\delta = \pi/4 + \alpha \quad (\text{eq. II-11})$

En considérant que la limite de la surface prise en compte est située au milieu de la zone commune photographiée selon deux axes perpendiculaires l'angle  $\gamma$  égale un demi droit, et en tenant compte de l'équation II-10, l'équation II-11 devient :

$$\delta = \pi/4 + \text{tg}^{-1} \left| \frac{AC}{(BC \sqrt{2} - AC)} \right|$$

Pour une distance caméra-sujet constante, l'angle augmente avec la dimension du cylindre observé. Pour un rayon égal à 40 cm et une distance  $AC = 5$  m, l'angle  $\delta \approx 49^\circ$ .

Dans les conditions d'exploitation, malgré le manque d'information concernant les propriétés directionnelles du coefficient d'émissivité de la peau humaine, on peut donc considérer que sa valeur reste très proche de l'unité.

3) Une troisième difficulté réside dans le fait que la photographie d'une surface courbe revient à effectuer la projection de cette surface sur un plan (figure II-10). En faisant, comme précédemment, l'hypothèse que la surface photographiée est celle d'un cylindre, l'erreur relative introduite par cette projection est donnée par  $:(\sin^{-1} \gamma' - \sin \gamma) / \sin^{-1} \gamma$ . Dans les conditions définies ci-dessus, l'angle  $ACB$  étant égal à  $\pi/4$ , la technique introduit une erreur par défaut de 10 % sur les surfaces.

Chapitre -III-

RESULTATS.

A partir du protocole expérimental défini précédemment, il est possible de calculer les températures cutanées moyennes ( $\bar{T}_{sk}$ ) des différents sujets placés dans diverses ambiances thermiques. Du fait de la perte importante d'informations liées aux difficultés méthodologiques signalées au chapitre précédent, certaines lignes ou colonnes des tableaux de résultats restent vides.

D'une manière générale, les résultats obtenus avec les sujets G.C. et C.L. sont les moyennes de trois séries de mesures, ceux obtenus avec le sujet J.L., la moyenne de deux séries de mesures et ceux obtenus avec les sujets Y.H. et R.M. proviennent d'une seule série de mesures.

#### III-1 : TEMPERATURES CUTANÉES OBTENUES PAR THERMOMETRIE I.R.

Le tableau III-1 présente les températures cutanées régionales et moyennes obtenues à partir des thermogrammes.

Les  $\bar{T}_{sk}$  des différents sujets en fonction de la température ambiante sont portées à la figure III-1.

De ces résultats il ressort que :

- la dispersion interindividuelle des  $\bar{T}_{sk}$  diminue au voisinage des températures ambiantes correspondant aux températures confortables (25-26 °C) alors qu'elle est maximale aux températures basses (20 °C) et aux températures élevées (30-35 °C).
- chez 4 sujets,  $\bar{T}_{sk}$  présentent un maximum pour une  $T_A$  égale à 30 °C et diminuent lorsque  $T_A$  croît. Ce phénomène est lié à l'évaporation importante de la sueur émise à partir du moment où le sujet est soumis à une contrainte thermique croissante.

Sujet	Régions	Températures ambiantes					
		20	25	26	27	30	35
RM	Visage	30.3			33.9	35.7	34.9
	Tronc	30.0			33.6	35.4	34.9
	Jambes	30.1			32.0	34.3	33.9
	Bras	28.6			32.7	34.9	34.8
	<i>Moyenne</i>	<i>29.8</i>			<i>32.8</i>	<i>34.9</i>	<i>34.5</i>
CL	Visage	30.3	31.8	33.9	33.5	34.8	35.0
	Tronc	29.8	31.6	33.2	33.4	34.5	33.8
	Jambes	29.4	31.0	30.9	31.3	34.0	33.5
	Bras	27.6	31.0	32.1	32.2	34.7	34.4
	<i>Moyenne</i>	<i>29.3</i>	<i>31.3</i>	<i>32.1</i>	<i>32.4</i>	<i>34.4</i>	<i>33.9</i>
GC	Visage	29.5	33.0	34.0	34.3	35.3	34.4
	Tronc	30.3	31.2	32.0	33.3	33.8	34.1
	Jambes	26.8	30.8	31.1	32.2	33.1	33.4
	Bras	27.9	30.8	32.2	32.8	34.2	34.7
	<i>Moyenne</i>	<i>28.4</i>	<i>31.1</i>	<i>31.8</i>	<i>32.9</i>	<i>33.7</i>	<i>34.0</i>
YH	Visage	30.3	32.2	32.8		35.5	34.7
	Tronc	30.1	31.8	32.3		35.0	34.0
	Jambes	28.5	30.1	31.7		34.7	33.8
	Bras	28.5	31.5	32.1		34.8	34.8
	<i>Moyenne</i>	<i>29.2</i>	<i>31.1</i>	<i>32.1</i>		<i>34.9</i>	<i>34.1</i>
JLL	Visage	30.7	32.1	32.5	34.2	35.1	34.3
	Tronc	30.3	31.8	32.6	33.8	34.8	33.7
	Jambes	28.1	30.9	31.1	32.8	35.1	33.4
	Bras	27.3	30.6	31.8	33.6	34.0	34.4
	<i>Moyenne</i>	<i>28.9</i>	<i>31.2</i>	<i>31.9</i>	<i>33.4</i>	<i>34.8</i>	<i>33.8</i>

Tableau III-1 : TEMPERATURES CUTANÉES RÉGIONALES ET MOYENNES  
OBTENUES PAR THERMOMETRIE INFRA-ROUGE.



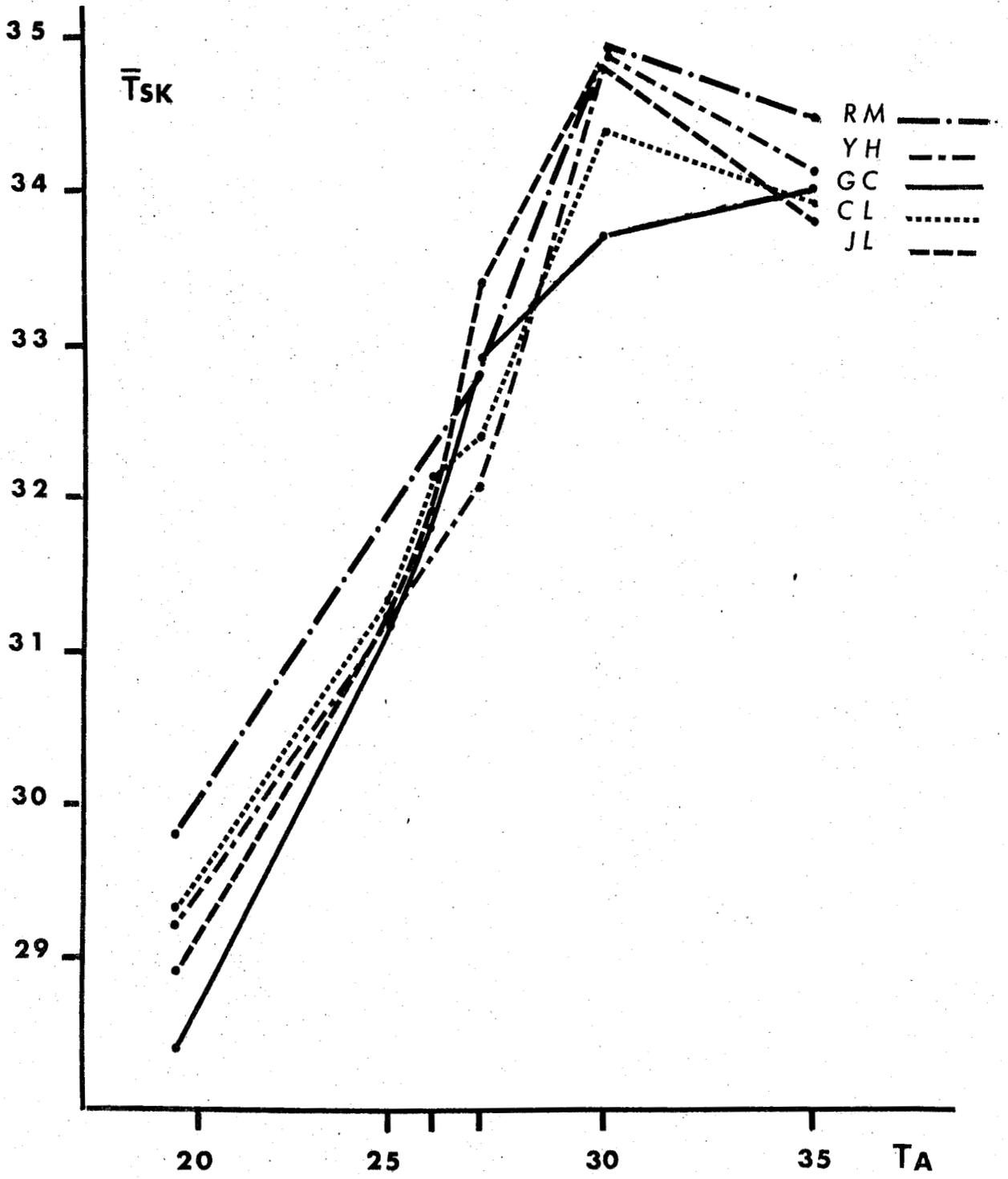


Figure III-1 : EVOLUTION DES  $\bar{T}_{sk}$  EN FONCTION DE LA TEMPERATURE AMBIANTE.



### III-2 : ETUDE COMPARATIVE DES METHODES CLASSIQUES DE CALCUL DES $\bar{T}_{sk}$

La méthode de détermination des températures cutanées moyennes utilisée dans le cadre de ce travail étant établie à partir de la définition exacte de la température cutanée moyenne (éq. I-2), les résultats obtenus doivent être considérés comme exacts, aux erreurs de mesure près. Dans ces conditions, il est possible de prendre cette méthode comme référence et d'établir les comparaisons entre les températures cutanées moyennes obtenues avec cette méthode  $\bar{T}_{Rsk}$  et celles obtenues par les méthodes classiques  $\bar{T}_{Csk}$ . Parmi le grand nombre de méthodes classiques, seules les méthodes les plus couramment utilisées ont été retenues. Elles sont définies aux figures A-1 à A-5, 1-7, et A-9 à A-14.

Pour procéder aux calculs des  $\bar{T}_{Csk}$  il est nécessaire de connaître les températures cutanées locales. Celles-ci sont obtenues à partir des clichés thermographiques utilisés pour calculer les  $\bar{T}_{Rsk}$  et sont portées aux tableaux A-1 à A-5 placés en annexe. Les  $\bar{T}_{Csk}$  obtenues à partir de ces données sont portées aux tableaux A-6 à A-10.

La comparaison est effectuée en calculant les valeurs absolues des écarts entre les  $\bar{T}_{Rsk}$  et les  $\bar{T}_{Csk}$  pour chaque sujet et pour chaque condition ambiante. Ces écarts sont portés au tableau A-11. Les écarts dont l'amplitude est égale ou inférieure à 0.1 °C doivent être considérés comme non significatifs du fait des incertitudes de mesure.

Pour clarifier cette présentation, les écarts moyens sont calculés pour chaque méthode et chaque température sur l'ensemble des sujets (tableau III-2). Les valeurs présentées sur ce tableau montrent que les écarts varient selon les méthodes et selon les températures ambiantes. Un phénomène similaire est décrit par MITCHELL (figure I-2).

Parallèlement, en calculant la moyenne des écarts de toutes les méthodes, pour chaque sujet et chaque température ambiante, il apparaît que l'amplitude de ces écarts varie selon les sujets et les conditions (tableau III-3).

Il ressort de cette analyse que les erreurs introduites par l'échantillonnage des températures cutanées imposé par les méthodes classiques de calcul des  $\bar{T}_{sk}$  n'introduit pas d'erreur supérieure à 1 °C et que d'autre part, cette erreur n'est pas aussi étroitement liée au nombre de points de mesure mis en oeuvre que ne le laissent penser les résultats proposés dans la littérature.

	Températures ambiantes						Ecart moyens	
	20	25	26	27	30	35		
M E T H O D E S	1	0.5	0.2	0.3	0.2	0.1	0.4	0.29
	2	0.5	0.4	0.8	0.5	0.3	0.2	0.42
	3	0.2	0.3	0.2	0.3	0.1	0.3	0.23
	4	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.3	0.23
	5	0.3	0.5	0.5	0.6	0.3	0.6	0.45
	6	0.5	0.1	0.2	0.3	0.1	0.3	0.27
	7	0.3	0.1	0.2	0.3	0.2	0.4	0.24
	8	0.4	0.2	0.4	0.2	0.2	0.3	0.29
	9	0.42	0.1	0.1	0.2	0.2	0.3	0.22
	10	0.3	0.1	0.1	0.4	0.2	0.3	0.22
	11	0.4	0.2	0.1	0.3	0.1	0.3	0.24
	12	0.5	0.2	0.2	0.4	0.1	0.4	0.30
Ecart moyens	0.37	0.19	0.27	0.32	0.18	0.34		

Tableau III-2 : ECARTS MOYENS CALCULES ENTRE  $\bar{R}_{sk}$  et  $\bar{C}_{sk}$  SUR L'ENSEMBLE DES SUJETS (voir numérotation des méthodes en page A-26).

	Températures ambiantes						Ecart moyens
	20	25	26	27	30	35	
S U J E T S	Y.H.	0.6	0.3	0.2	---	0.2	0.5
	R.M.	0.4	---	---	0.5	0.2	0.4
	J.L.	0.3	0.2	0.2	0.2	0.2	0.2
	C.L.	0.3	0.1	0.2	0.3	0.2	0.4
	G.C.	0.4	0.1	0.4	0.3	0.1	0.1
Ecart moyens	0.37	0.19	0.27	0.32	0.18	0.34	

Tableau III-3 : ECARTS MOYENS CALCULES ENTRE  $\bar{R}_{sk}$  et  $\bar{C}_{sk}$  SUR L'ENSEMBLE DES METHODES.



Ces divergences peuvent provenir du fait que les méthodes comparatives habituelles utilisent des capteurs de température de surface avec contact ce qui introduit une erreur liée à la perturbation des échanges thermiques.

### III-3 : TEMPERATURES CUTANÉES MESURÉES PAR THERMOCOUPLES

Ce point peut être vérifié en comparant les  $\bar{T}_{R_{sk}}$  et les températures cutanées moyennes calculées à partir de températures locales relevées avec des thermocouples.

Le Centre d'Essais en Vol de BRETIGNY-sur-ORGE nous ayant fourni des valeurs de températures cutanées mesurées sur des sujets placés dans des conditions thermiques proches de celles mises en oeuvre pour ce travail, il est possible de procéder à ces comparaisons. Le tableau A-12 présente ces différentes valeurs.

De ces 10 points de mesures locales obtenues par la méthode définie par COLIN (figure I-6) il est possible de calculer cinq  $\bar{T}_{C_{sk}}$  représentées au tableau A-13.

Les écarts calculés de la même manière qu'au paragraphe précédent sont fournis au tableau III-4.

Dans l'ensemble, les écarts relevés entre les différentes méthodes classiques sont nettement plus importants que ceux fournis par le tableau III-2 et plus particulièrement aux températures élevées où la surface de contact du capteur joue un rôle important en limitant le débit évaporatoire local.

### III-4 : RECHERCHE DE POINTS STANDARDS DE MESURE

La méthode de référence mise en oeuvre dans ce travail présente une complexité trop importante pour qu'elle puisse être utilisée au cours des expériences de routine en laboratoire. Aussi, est-il nécessaire de revenir à l'utilisation d'une méthode de mesure basée sur le principe classique :

- localisation de points cutanés dont la température représente la température moyenne du segment concerné,
- affectation d'un coefficient de pondération correspondant à la surface relative de ce segment.

Tempé- ratures ambiantes	Méthodes				
	MEDIAL THIGH	BURTON	RAMANATHAN	NEWBURG - SPEALMAN	HARDY - DUBOIS
20	1.2	0	0.5	0.3	0.8
25	0.7	0.1	0.2	0.2	0.1
30	1.1	0.8	0.9	0.8	0.8
35	1.1	1.4	1.3	1.3	1.3

Tableau III-4 : ECARTS ABSOLUS ENTRE LA MOYENNE DES  $\bar{T}_{sk}$  ET

LES  $\bar{T}_{sk}$  CALCULEES AVEC LES DONNEES DU C.E.V.

Le repérage de ces points peut être effectué en observant attentivement les thermographies de tous les sujets et pour chaque condition ambiante. La sensibilité de prise de vue de ces thermographies est de 0.2 °C ce qui conduit à des variations de  $\pm 0.1$  °C pour chaque isotherme.

De ces observations, il ressort de façon remarquable que certaines zones cutanées plus ou moins étendues présentent la température moyenne des segments définis au tableau II-1. En outre, ces zones sont toujours les mêmes quels que soient les conditions ambiantes et les sujets.

La figure III-2 représente les emplacements de ces zones pour les faces antérieure et postérieure ainsi que les coefficients de pondération correspondants.

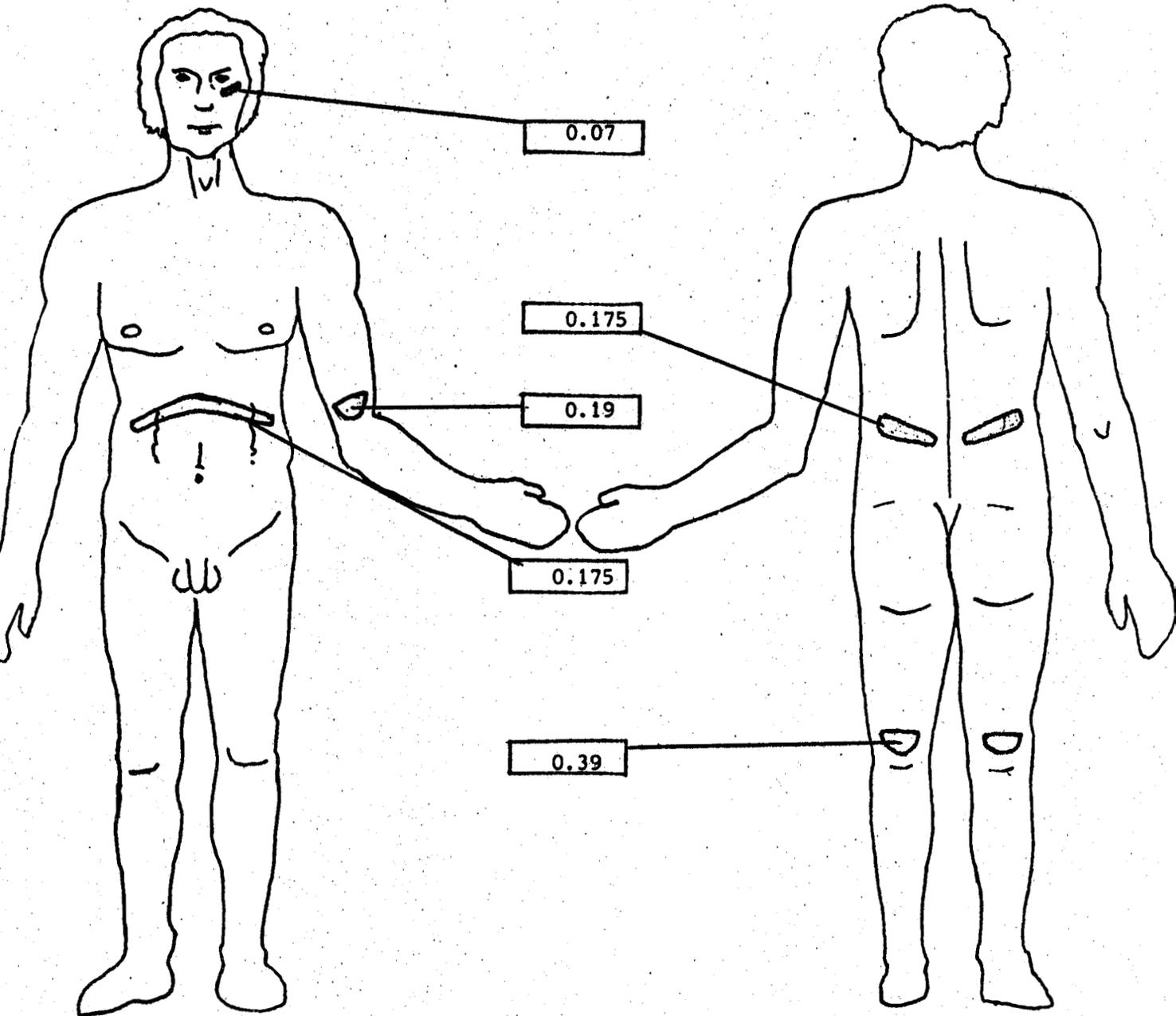


Figure III-2 : REPARTITION DES ZONES DE TEMPERATURE MOYENNE  
POUR LES PRINCIPAUX SEGMENTS DU CORPS HUMAIN.

Ces températures moyennes sont localisées au niveau :

- de la région zygomatique pour le visage et le cou,
- du métamère des deux dernières côtes (à l'exception des flancs et de la gouttière vertébrale) pour le thorax, le dos et l'abdomen,
- de la région située à deux travers de doigts au-dessus du pli du coude,
- de la région située à trois travers de doigts au-dessus du pli supérieur du creux poplité.

Il est à noter que la surface de ces zones tend à diminuer lorsque la température ambiante décroît, il est donc préférable de mesurer les températures au centre de ces zones bien que la précision de localisation du point de mesure ne soit pas critique du fait de la superficie relativement importante de ces régions.

En utilisant les points de mesure définis ci-dessus et les coefficients de surface relative définis par DUBOIS et DUBOIS (1915), la température cutanée moyenne se calcule à partir de :

$$\bar{T}_{sk} = 0.07 T_v + 0.35 (T_t + T_d) + 0.19 T_b + 0.39 T_j$$

où :  $T_v$  est la température du visage,  $T_t$  celle du thorax,  $T_d$  celle du dos,  $T_b$  celle des bras,  $T_j$  celle des jambes.

DISCUSSION.

La discussion de ce travail portera sur trois points principaux concernant la validité des comparaisons entre les différentes méthodes d'une part, les résultats obtenus par la thermométrie de surface avec contact d'autre part, et enfin, les limites de la méthode en cinq points proposée au chapitre précédent.

IV-1 : VALIDITE DES COMPARAISONS ENTRE LES  $\bar{T}_{R\ sk}$  ET LES  $\bar{T}_{C\ sk}$

Les écarts présentés au tableau III-2 sont, dans l'ensemble, de faible amplitude. Compte-tenu de la précision intrinsèque du système de mesure utilisé pour ce travail et de l'erreur apportée sur les mesures de surface, les écarts inférieurs à 0.2 °C ne sont pas significatifs. On peut néanmoins constater d'une manière générale que les écarts sont plus importants aux températures ambiantes froide (20 °C) et chaude (35 °C), bien que le tableau A-11 montre que la répartition de l'amplitude des écarts soit aléatoire. En outre, des douze méthodes testées, trois seulement présentent un écart moyen supérieur à 0.3 °C ; il est donc très délicat de procéder à un choix qualitatif parmi les méthodes classiques testées.

De même, le tableau III-3, construit à partir des écarts moyens de l'ensemble des méthodes pour chaque sujet et chaque température ambiante, montre une grande dispersion qui semble également aléatoire.

La présentation des résultats sous forme d'amplitude des écarts est comparable à la présentation en fréquences de concordance à 0.2 °C, utilisée par MITCHELL (1969) (figure I-2) en ce sens que l'une ou l'autre donnent une indication de la précision des méthodes testées par rapport à une méthode de référence. Les variations de ces écarts ne peuvent pas s'expliquer globalement par un manque de qualité des méthodes testées, mais plutôt par l'aspect arbitraire du choix de l'emplacement des points de mesure :

-En effet, la température mesurée en un point quelconque de la surface cutanée ne donne pas nécessairement la température moyenne de la région concernée.

-En outre, la température mesurée en ce point varie évidemment en fonction de la température ambiante, tout au moins au repos et à l'état stable, mais cette variation n'est pas forcément directement proportionnelle à la variation de la température ambiante.

En effet, comme l'avait suggéré VEGHTE (1965), les courbes isothermes se déplacent de manière importante selon les températures ambiantes.

Par conséquent, un point choisi arbitrairement sur la surface cutanée, comme c'est le cas pour les méthodes classiques, peut très bien fournir une température caractéristique de la température moyenne pour une certaine température ambiante, et ne plus la fournir pour une autre température ambiante. Dans ces conditions, en multipliant les points de mesure, on peut, dans certains cas favorables, approcher la température cutanée moyenne mais s'en écarter dès que les conditions ambiantes changent.

Il est possible d'expliquer par le même raisonnement les variations d'écart entre chaque sujet, pour une condition ambiante déterminée. Dans ce cas, la distribution des températures n'est pas constante suivant les sujets.

IV-2 : VALIDITE DES COMPARAISONS ENTRE  $\bar{T}_{R\ sk}$  ET LES  $\bar{T}_{C\ sk}$  OBTENUS PAR THERMOMETRIE PAR CONTACT

Les résultats présentés au tableau III-4 montrent une augmentation importante des écarts entre les  $\bar{T}_{R\ sk}$  et les  $\bar{T}_{C\ sk}$ . Puisque les méthodes utilisées pour calculer les  $\bar{T}_{C\ sk}$  correspondent à un sous ensemble de celles utilisées précédemment, cette modification des résultats doit être attribuée aux échanges parasites de chaleur introduits par les capteurs mis en contact avec la surface. Ce phénomène ayant été décrit au chapitre I, nous ne reviendrons que très succinctement sur ses conséquences.

Deux cas sont à envisager :

a) la température ambiante est basse. Dans ces conditions, il existe un flux thermique quittant la peau vers l'ambiance. L'interposition du capteur offrant une résistance à l'écoulement de ce flux, provoquera une augmentation de la température locale.

b) la température ambiante est élevée. Dans ces conditions, le sujet mettra en jeu sa thermolyse par sudation. L'interposition du capteur interdisant localement l'évaporation de la sueur produite, limitera la diminution de la température de la peau provoquée normalement par cette évaporation.

### IV-3 : LIMITES DE LA METHODE PROPOSEE

La méthode proposée au chapitre précédent en cinq points est obtenue par le repérage systématique des zones cutanées représentant la température cutanée moyenne des segments. Parmi les nombreuses zones obtenues, seules quelques-unes présentent la température égale à la température cutanée moyenne, quels que soient les sujets et les températures ambiantes (figure III-2).

Cette procédure permet donc de définir une nouvelle méthode de calcul de la  $\bar{T}_{sk}$ . L'originalité de cette méthode réside dans le fait que l'erreur liée au choix arbitraire de la localisation des points de mesure est éliminée. Cet avantage permet donc de conserver les qualités de la méthode de référence sans en présenter la complexité.

Il est possible de mettre en oeuvre cette méthode en utilisant soit des thermocouples, soit des bolomètres.

La technique utilisant les thermocouples reste la plus simple pour l'exploitation courante, mais les résultats obtenus comportent une erreur importante liée aux échanges de chaleur parasites. Il n'est pas possible de compenser ce défaut par une linéarisation car les flux thermiques échangés entre la peau et l'ambiance varient d'un sujet à un autre.

La solution permettant de lever cette difficulté consiste à utiliser de petits bolomètres capables de mesurer la température cutanée locale sans en modifier les échanges thermiques.

Néanmoins, compte-tenu de l'erreur entâchant la valeur de la température cutanée moyenne obtenue par la méthode de référence, la méthode en 5 points donne des résultats dont la précision est du même ordre de grandeur que les résultats présentés dans ce travail soit :  $\pm 0.1$  °C.

On aurait pu imaginer l'existence d'un point unique qui caractériserait la température moyenne de toute la surface cutanée, mais notre protocole n'a pas permis de le mettre en évidence.

**CONCLUSION.**

Le but de ce travail consistait essentiellement à améliorer l'exactitude de la détermination des températures cutanées moyennes.

La méthode de référence élaborée ici permet de montrer que la disparité des résultats obtenus par les procédés habituels est en fait liée au choix arbitraire des emplacements des points de mesure.

En outre, cette méthode conduit à mettre au point une technique originale de calcul des températures cutanées moyennes en cinq points qui utilise la procédure classique. En effet, un coefficient de pondération est affecté à chaque mesure ; il a pour valeur la part relative de la surface cutanée concernée par cette mesure.

Le résultat de ce travail permet de donner à la mesure de la température cutanée moyenne, l'aspect objectif qui lui manquait dans les études de calorimétrie fractionnelle chez l'homme.

- ANNEXES -

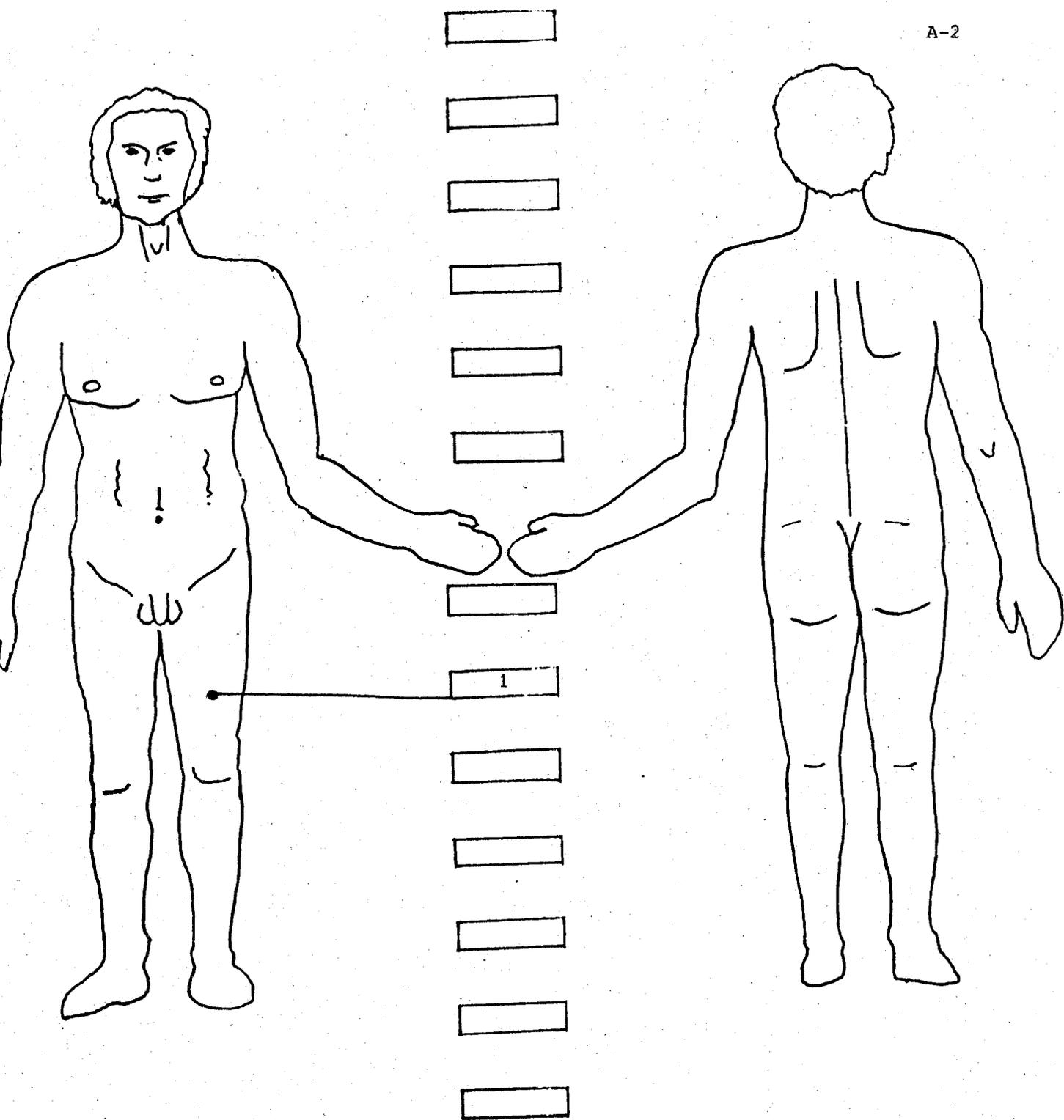


Figure A-1 : MEDIAL THIGH (TEICHNER - 1958)



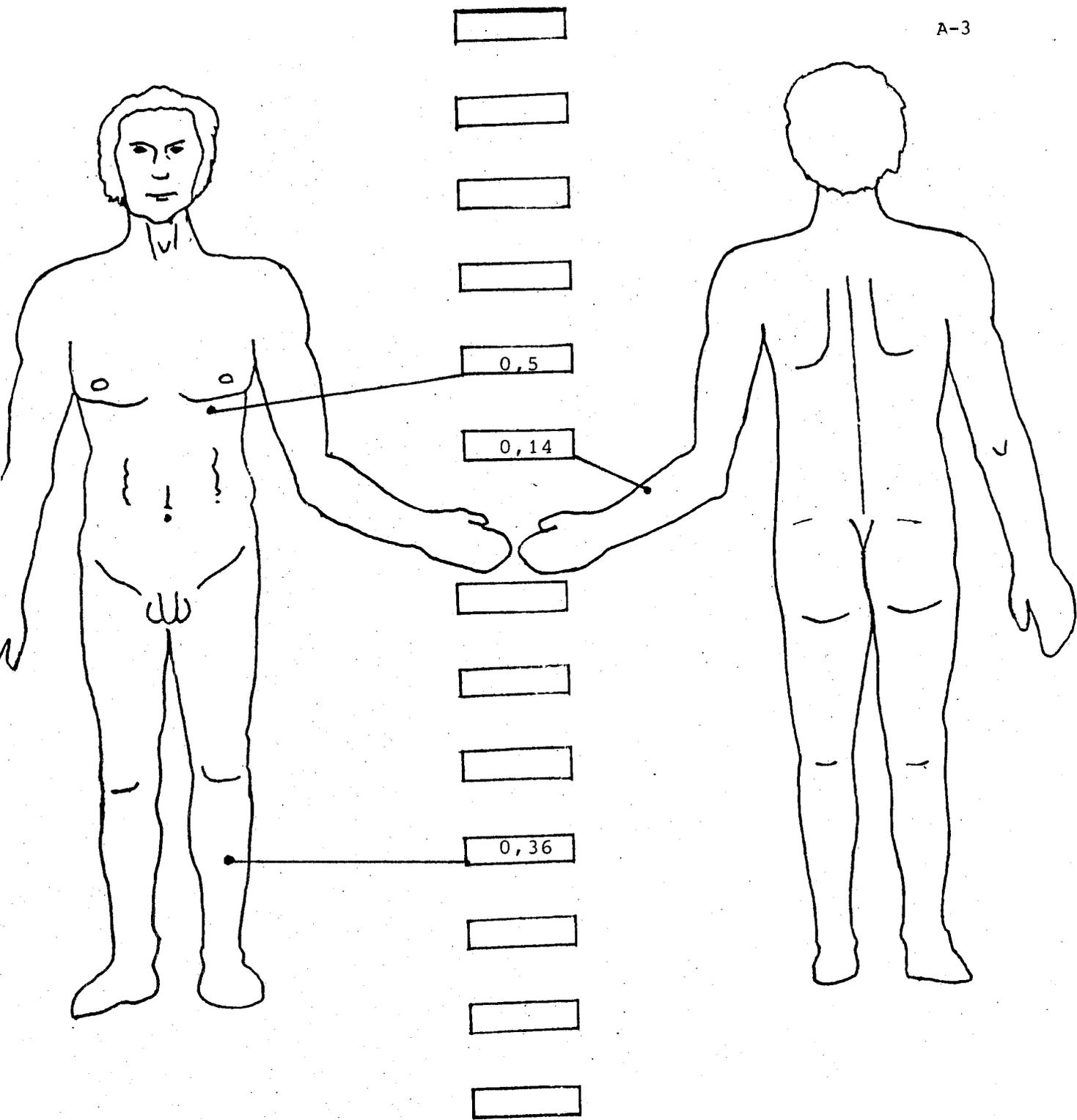


Figure A-2 : BURTON (1934)



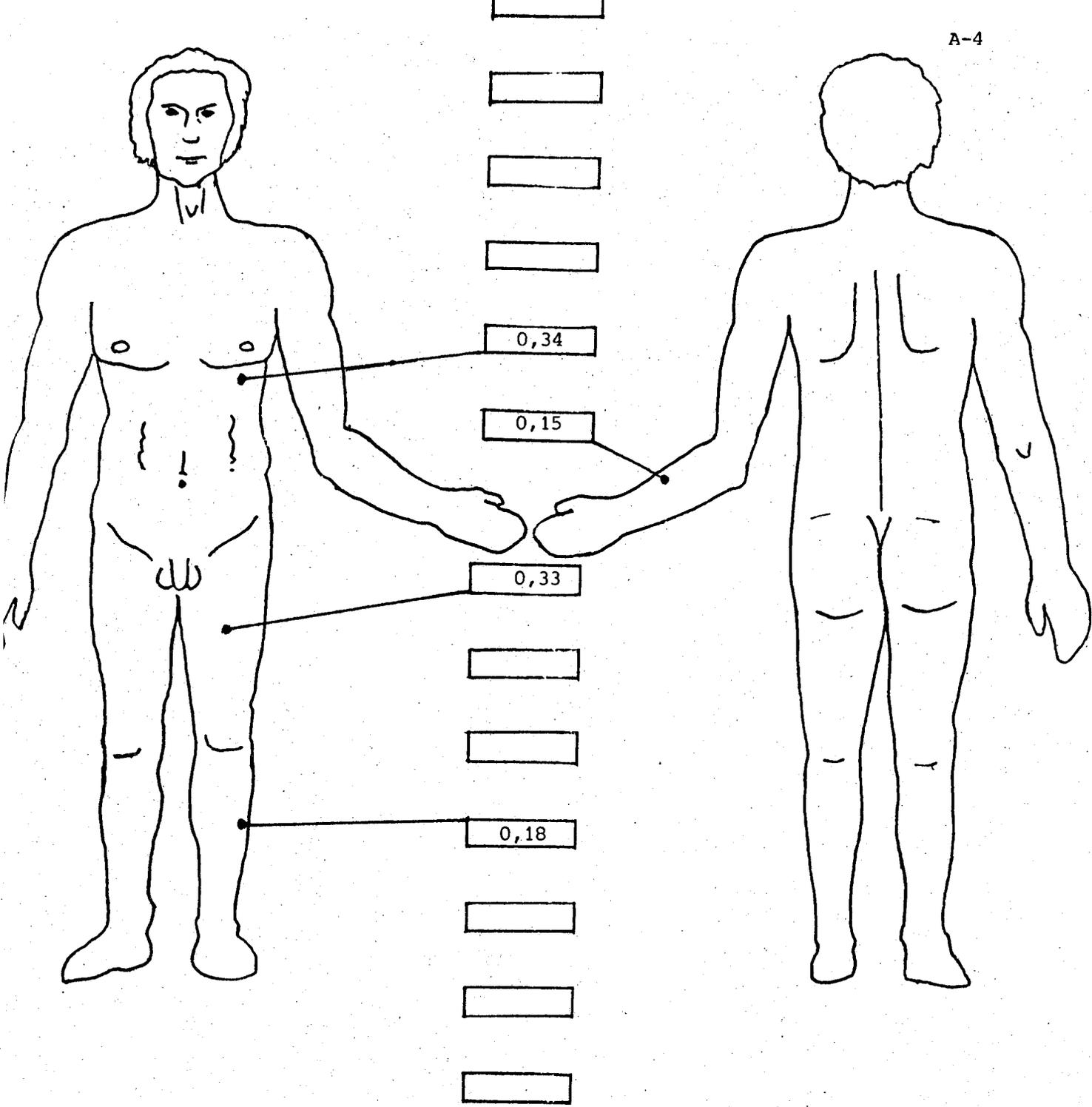


Figure A-3 : NEWBURG et SPEALMAN (1943)



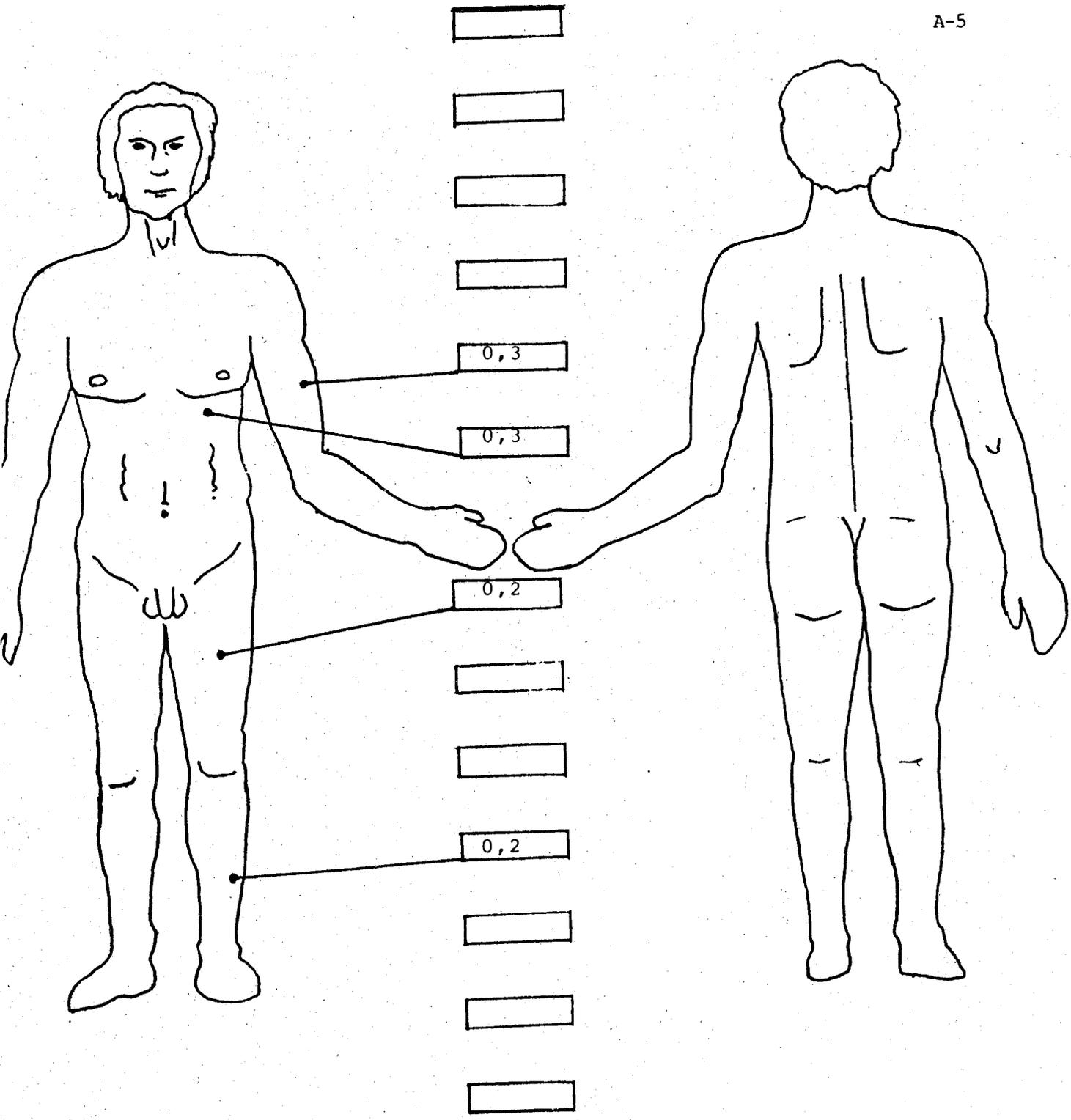


Figure A-4 : RAMANATHAN (1964)



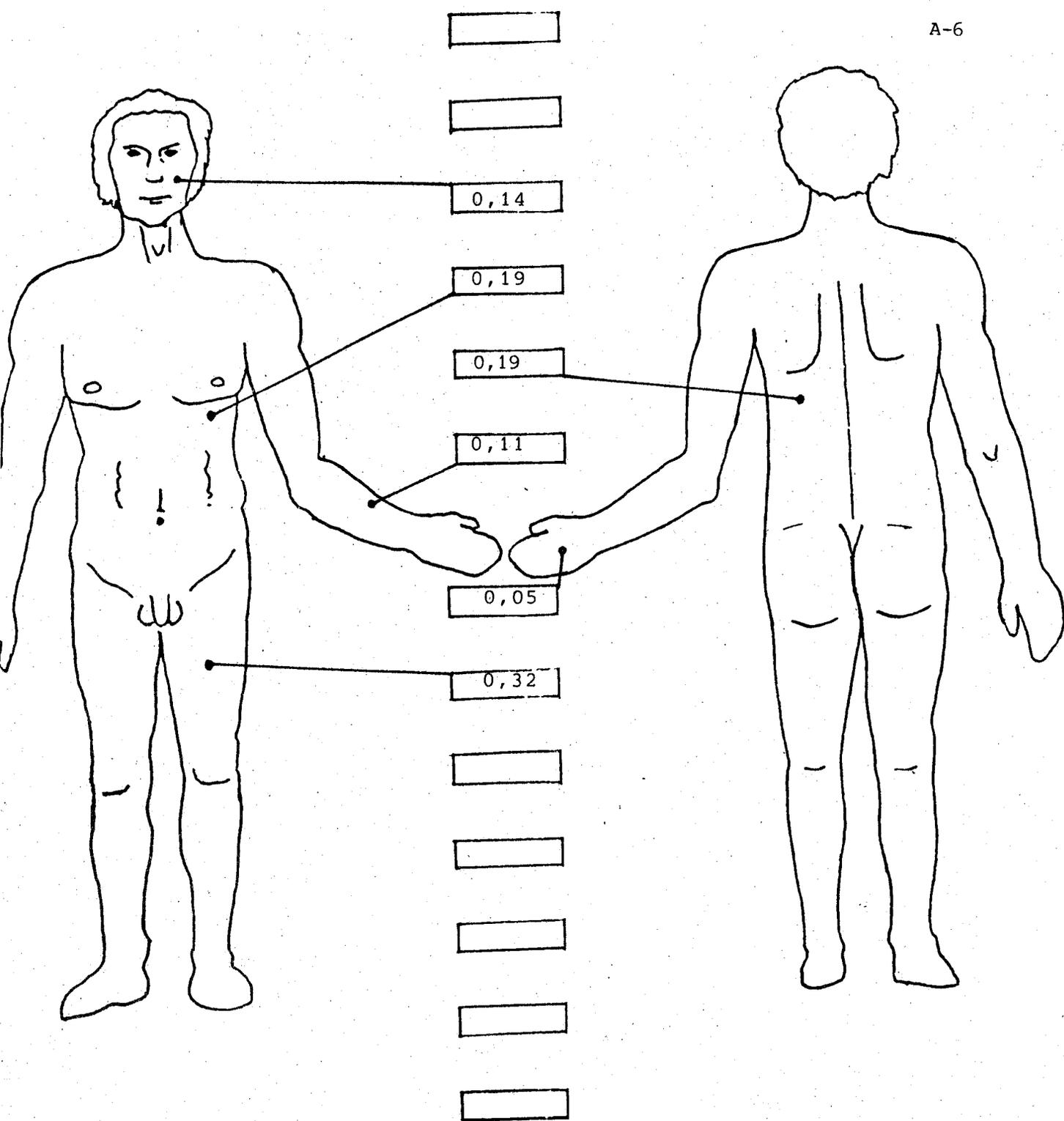


Figure A-5 : PALMES et PARK (1947)



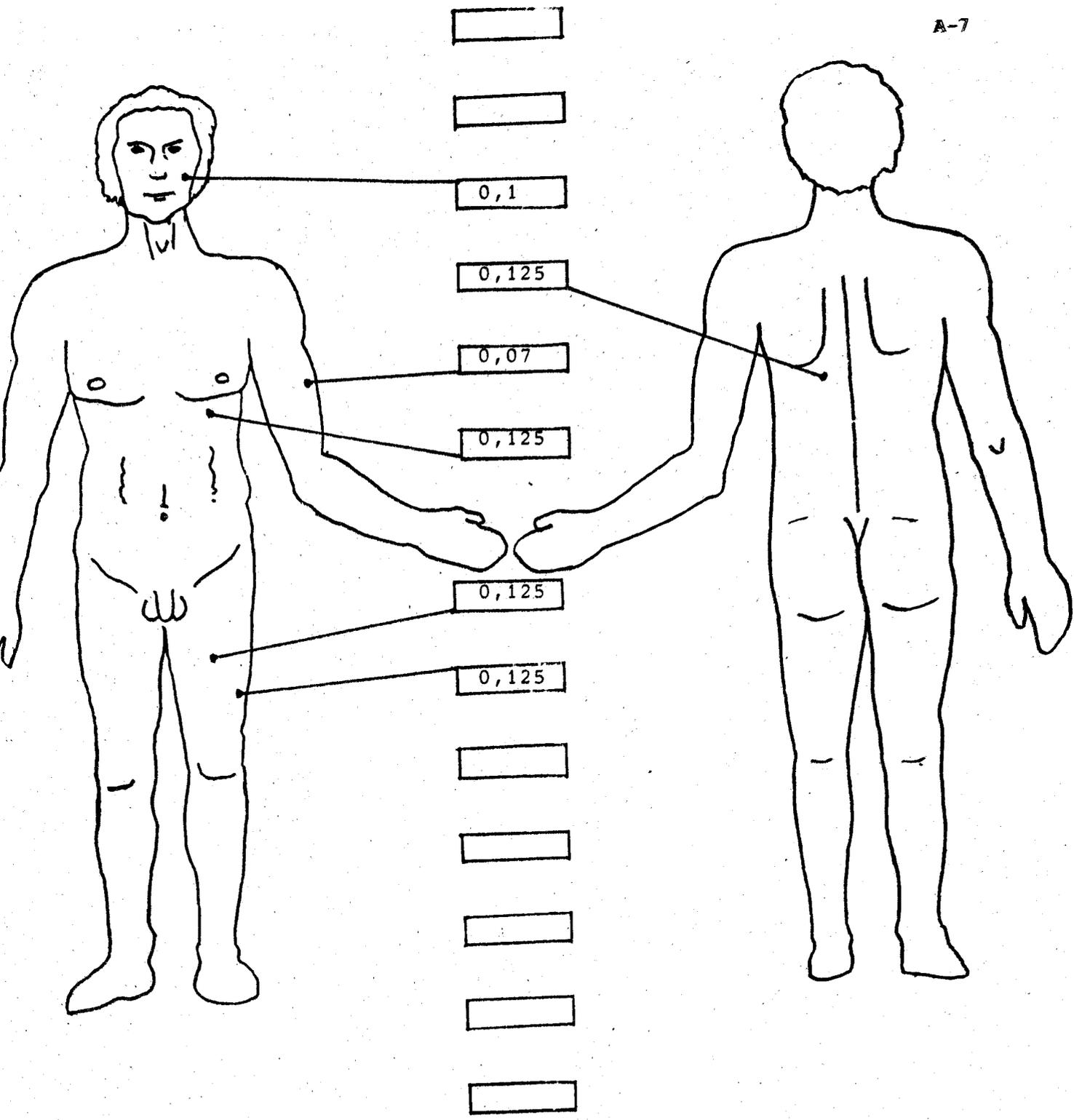


Figure A-6 : TEICHNER (1958)



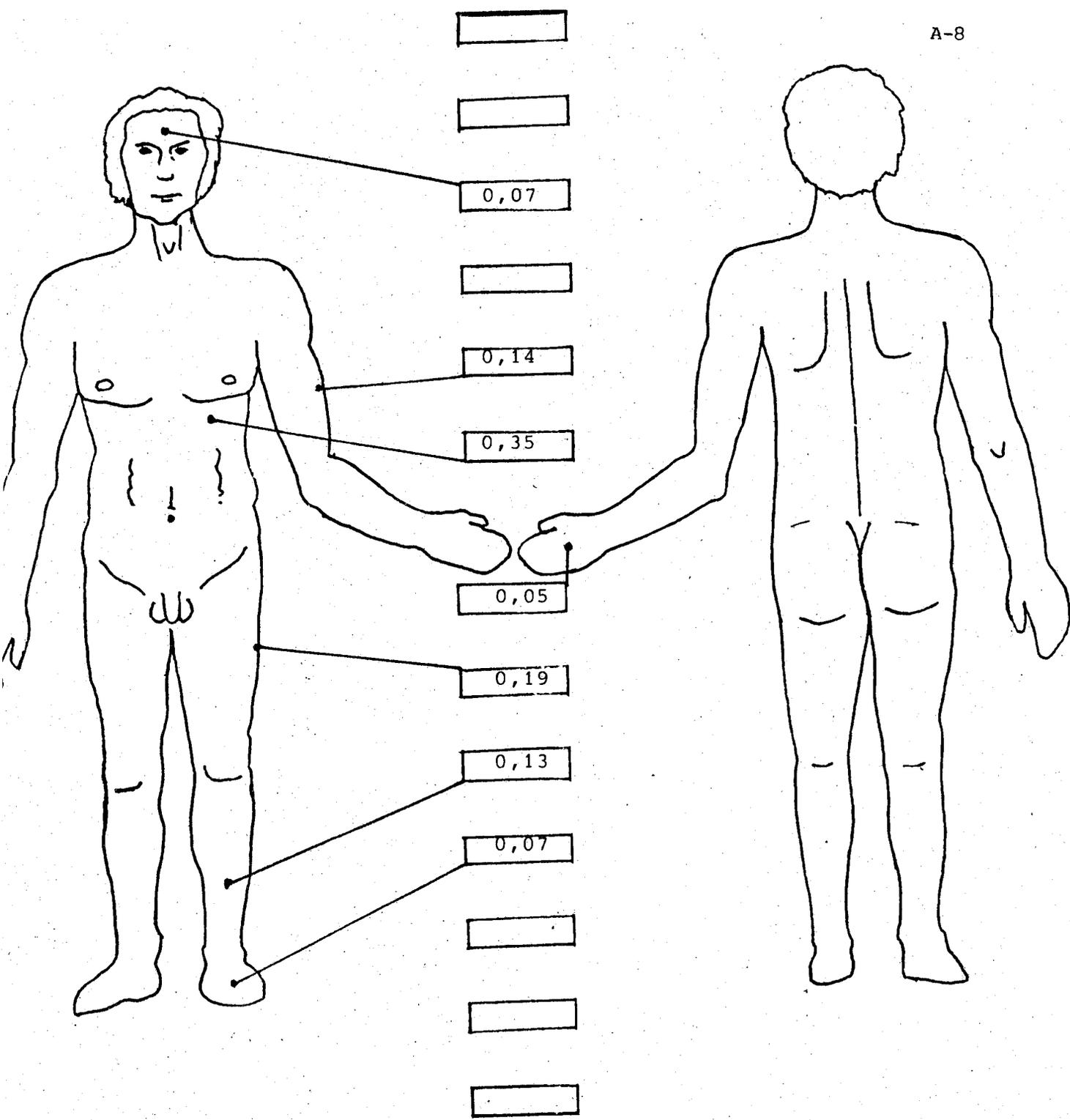


Figure A-7 : HARDY - DUBOIS (1938)



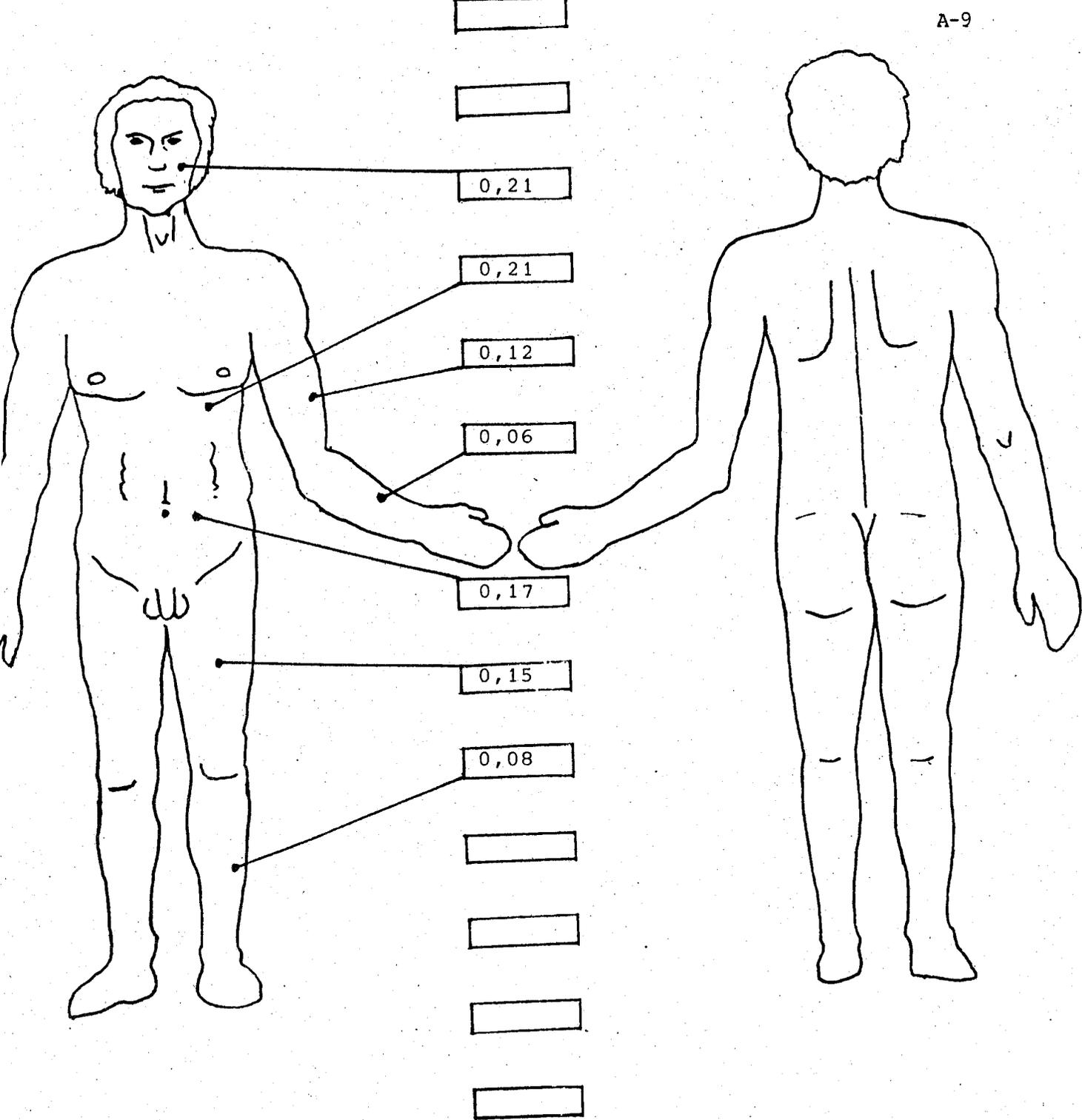


Figure A-8 : NADEL (1973)



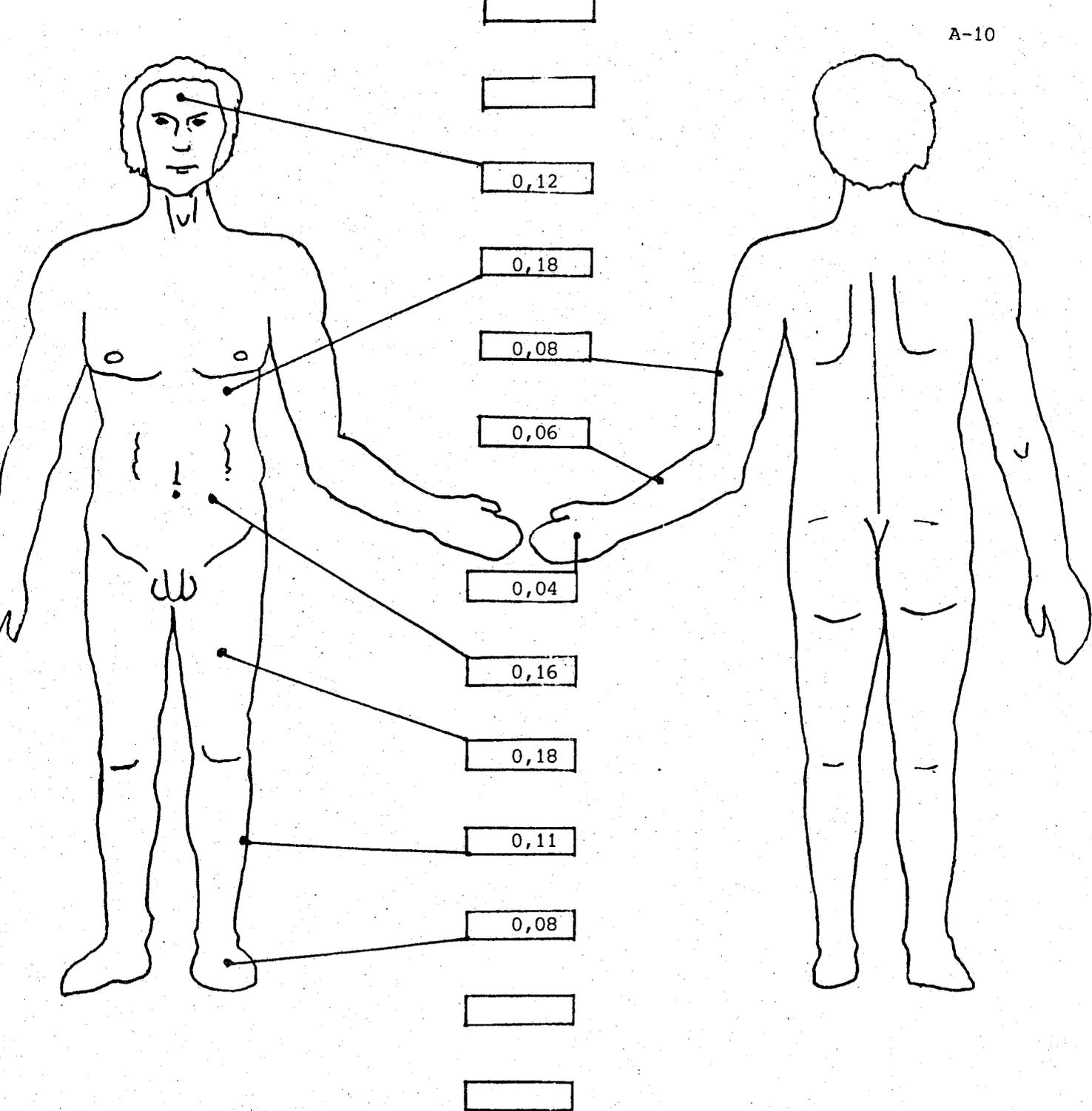


Figure A-9 : NEUROTH



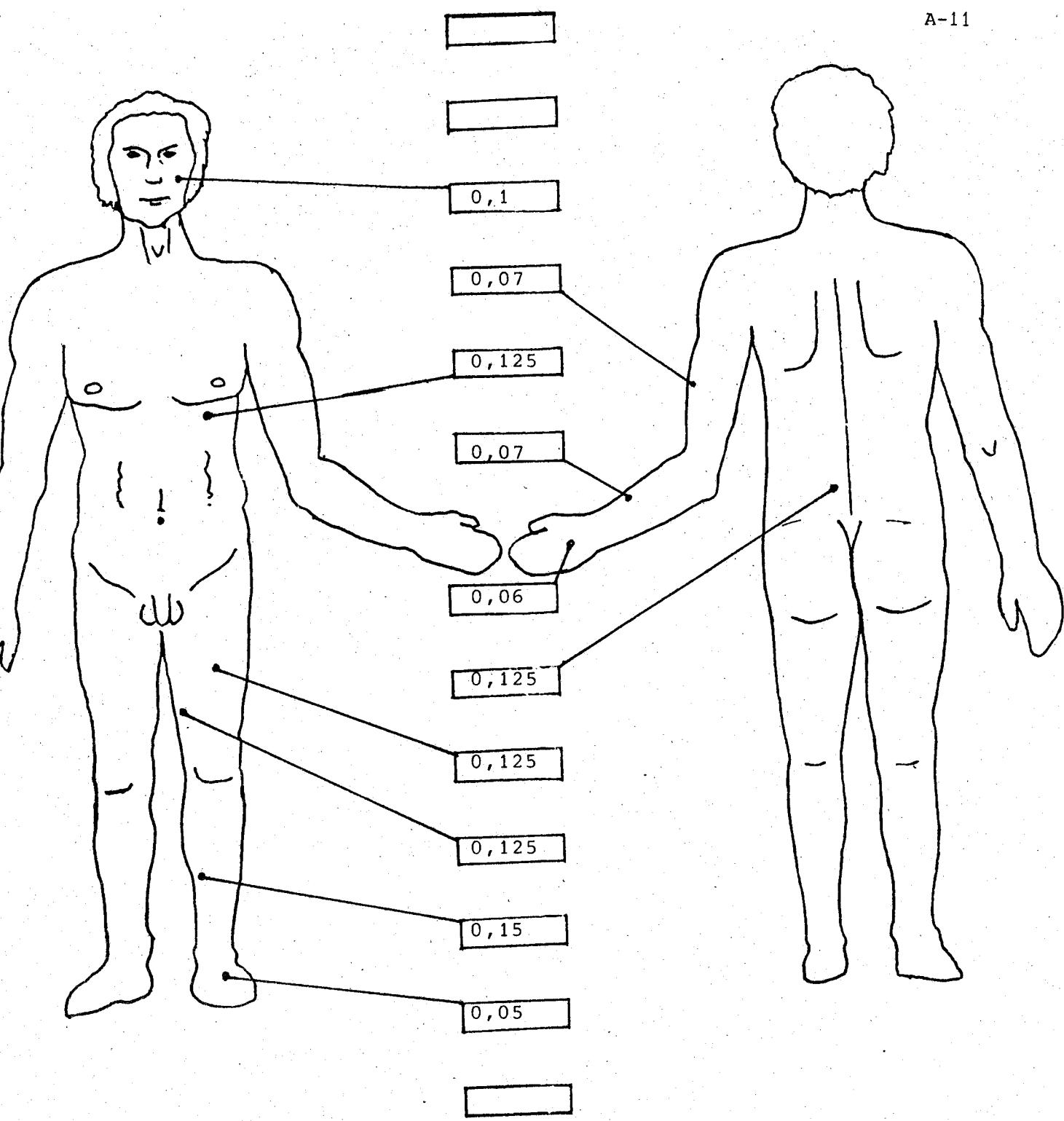


Figure A-10 : GOLDMAN (1957)

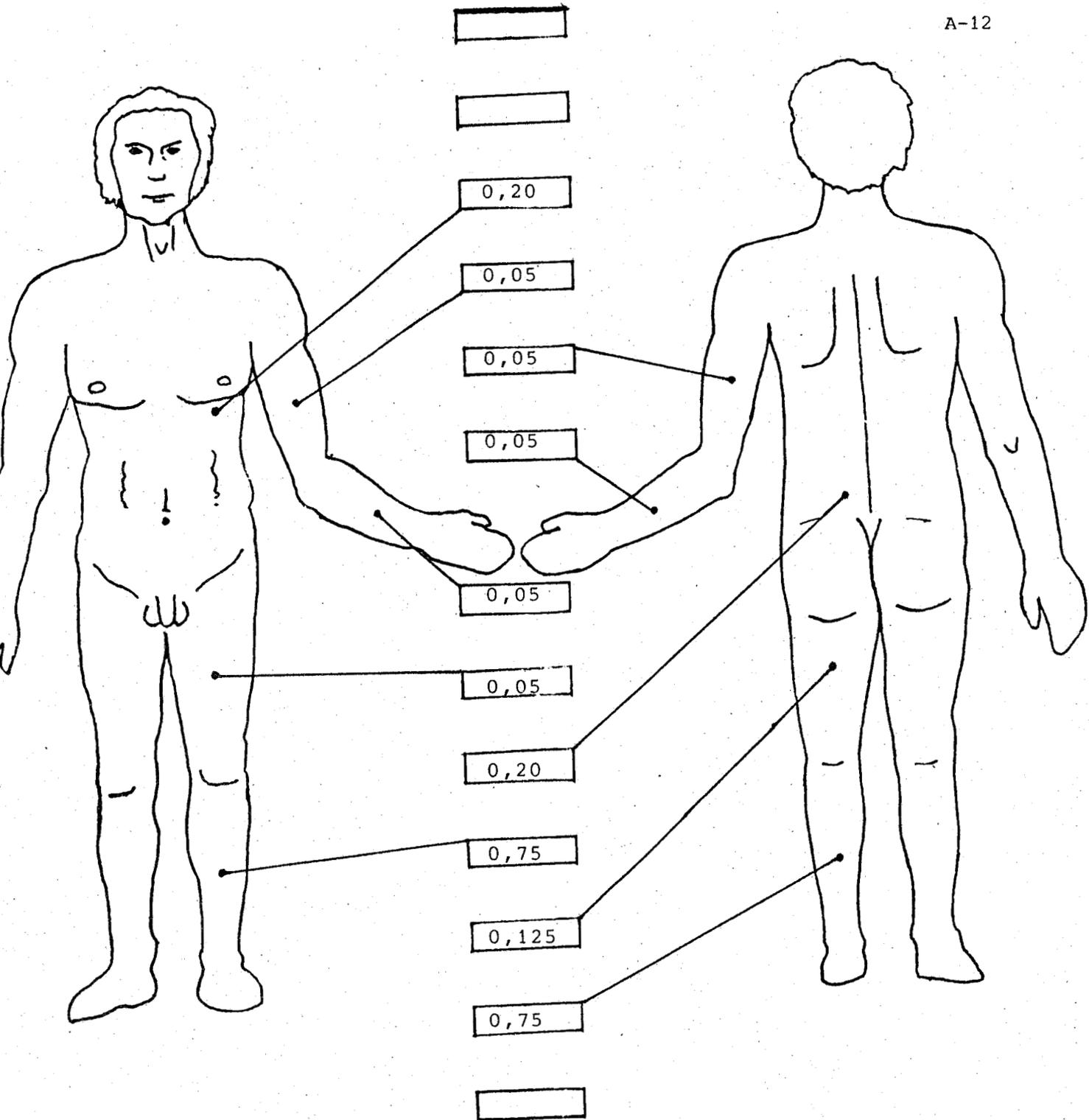


Figure A-11 : HOUDAS et coll.



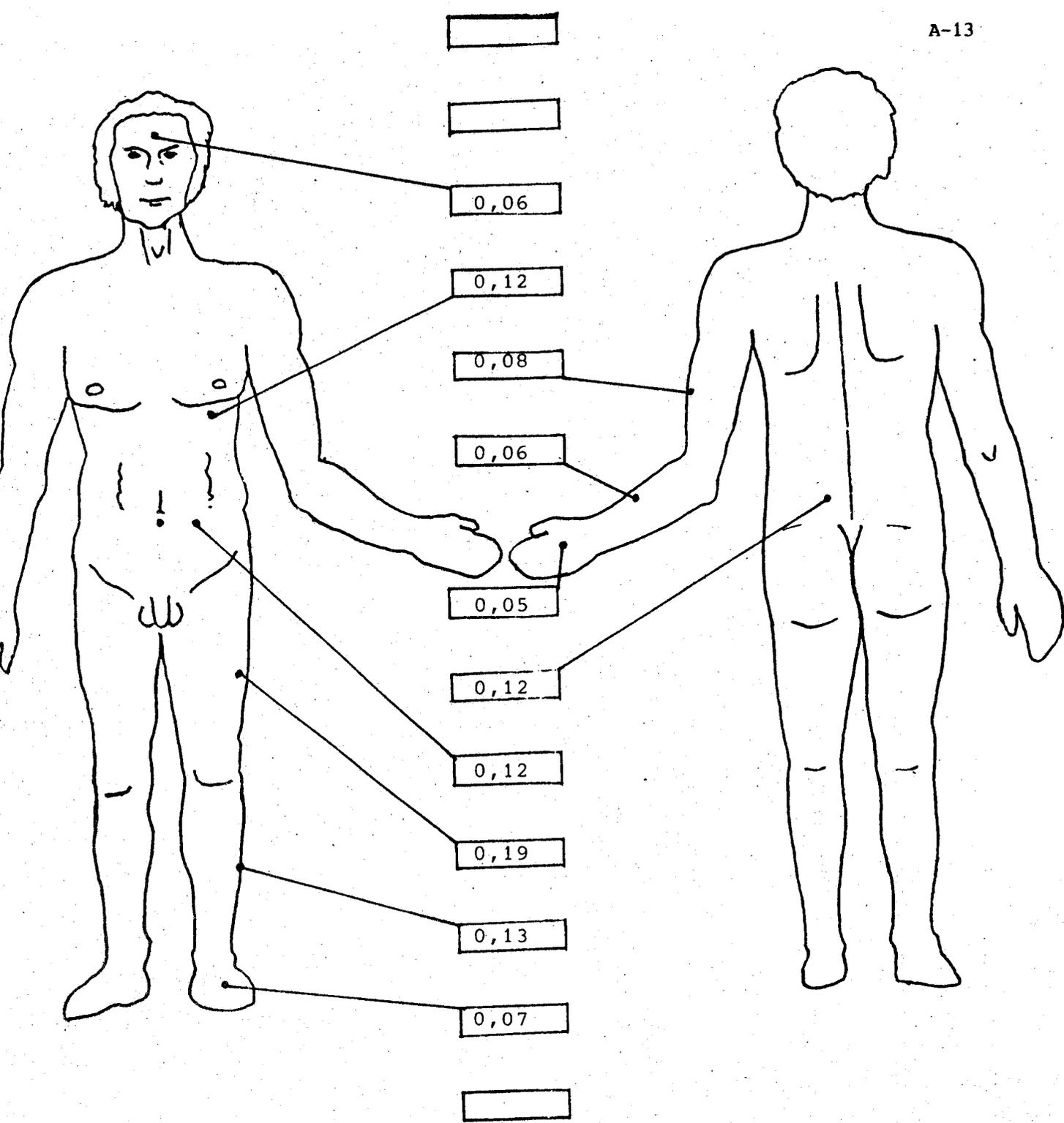


Figure A-12 : COLIN - HOUDAS

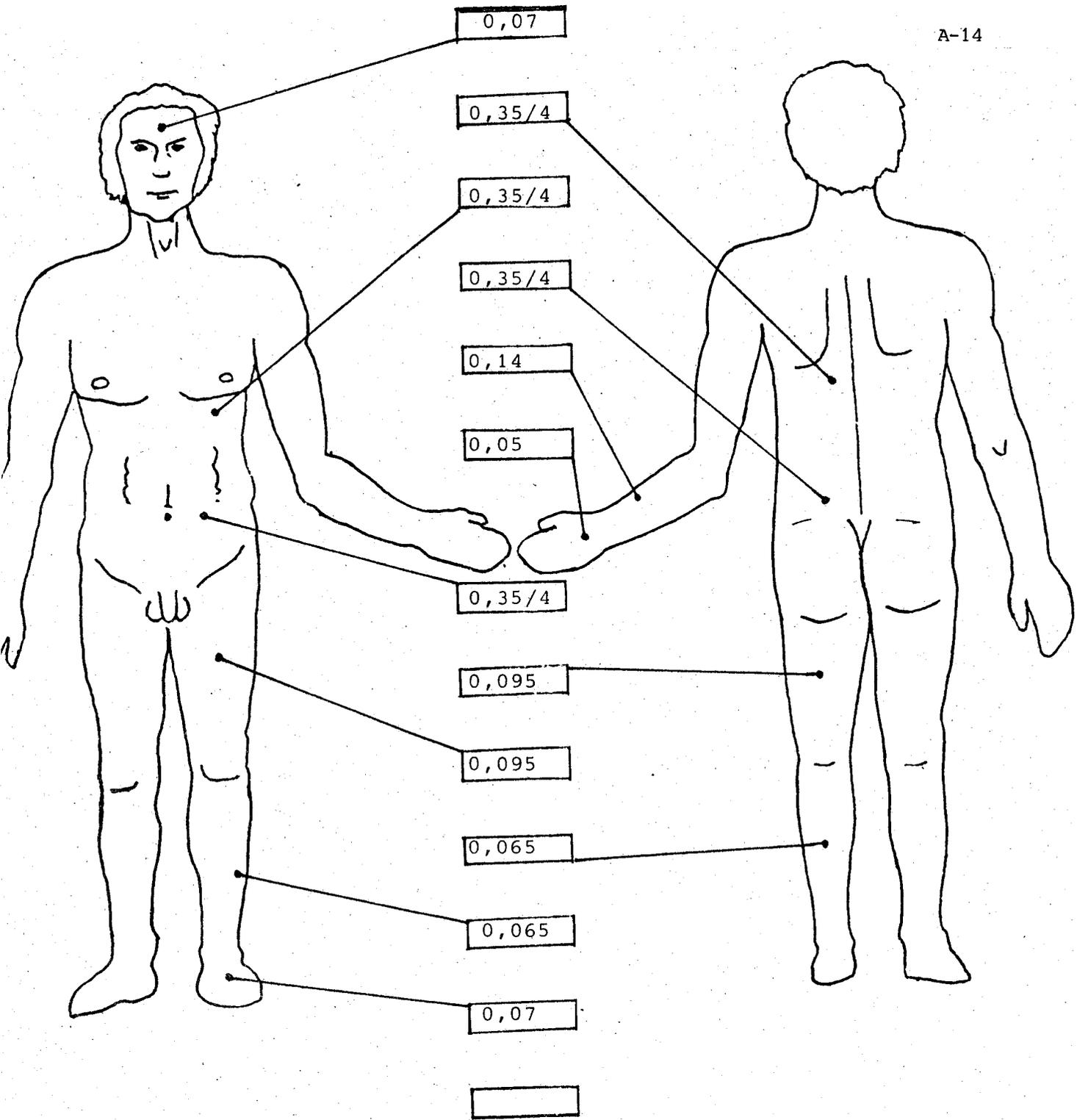


Figure A-13 : HARDY - DUBOIS



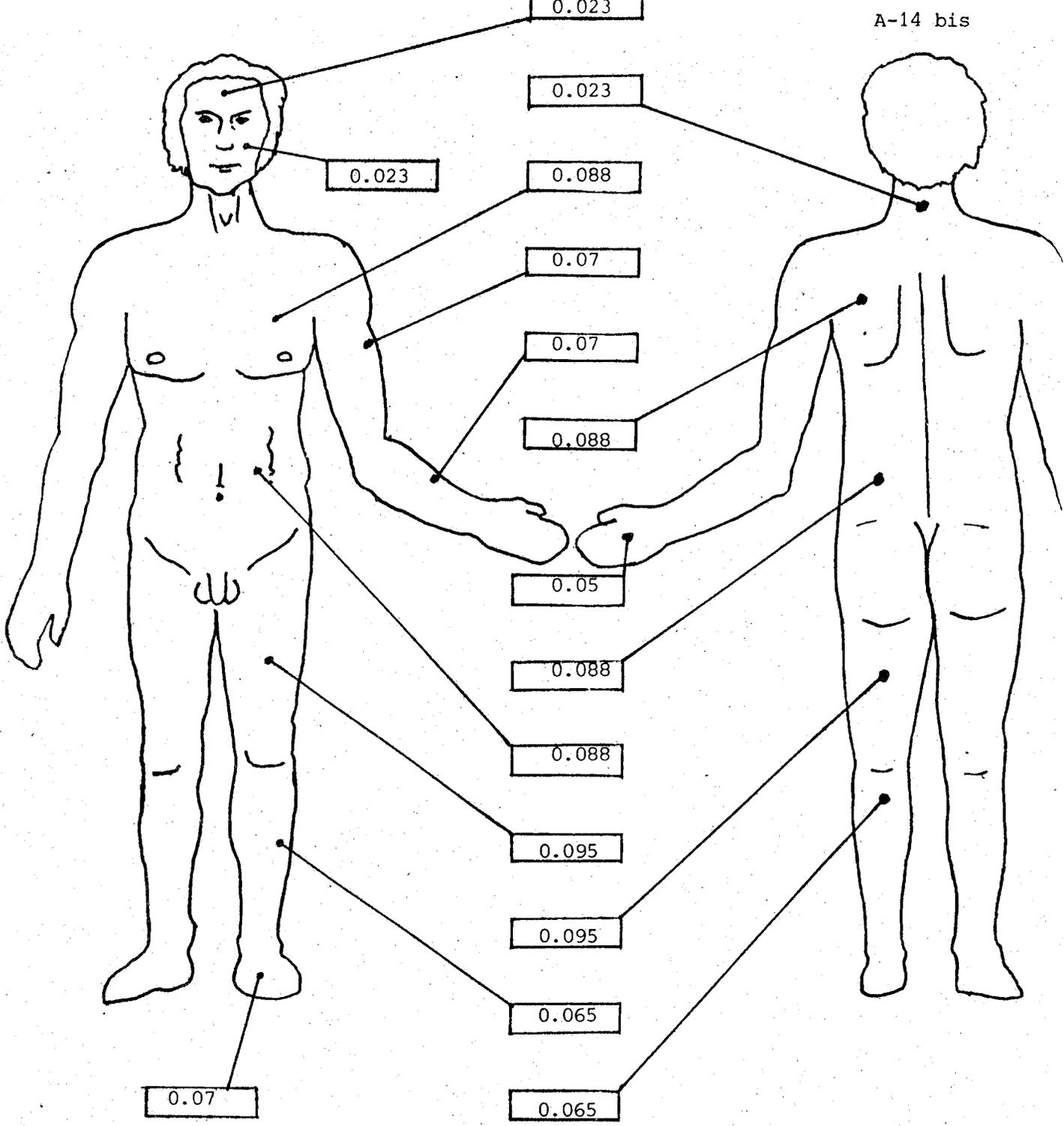


Figure A-14 : WINSLOW.



Sujet : Y.H.

Régions	Températures ambiantes					
	20	25	26	27	30	35
Front	31.5	32.5	33.0		35.8	34.8
Joue	28.0	32.0	33.0		35.5	35.0
Poitrine	29.0	32.0	32.5		34.8	34.0
Bras (lat.)	28.0	31.5	32.0		34.0	34.5
Bras (ant.)	28.5	31.5	32.8		34.5	34.5
Avant-bras (lat.)	28.3	32.0	32.5		35.0	35.5
Avant-bras (ant.)	28.5	31.5	32.0		35.3	35.3
Abdomen	28.0	31.5	32.5		34.5	34.5
Main	27.5	31.5	32.0		34.0	34.0
Cuisse (ant.)	29.0	31.5	32.0		35.0	35.0
Cuisse (lat.)	29.3	31.0	31.8		35.0	35.5
Cuisse (post.)	28.8	31.0	31.5		34.5	34.0
Jambe	28.3	30.0	31.0		34.0	33.5
Mollet	29.3	30.3	31.3		34.5	34.0
Pied	27.0	29.5	31.0		34.0	34.5
Nuque	31.0	32.5	33.0		35.0	35.0
Dos	30.0	32.5	33.5		35.5	34.8
Dos (lombaire)	28.0	31.0	32.5		35.0	35.0

Tableau A-1



Sujet : R.M.

Régions	Températures ambiantes					
	20	25	26	27	30	35
Front	32.5			34.5	36.0	35.8
Joue	30.0			34.5	36.0	35.8
Poitrine	29.0			33.0	35.5	35.8
Bras (lat.)	28.0			32.5	35.0	35.0
Bras (ant.)	28.5			33.5	35.8	36.0
Avant-bras (lat.)	28.0			32.0	35.0	35.3
Avant-bras (ant.)	28.0			32.5	35.0	35.5
Abdomen	32.0			33.5	35.5	35.5
Main	27.5			33.0	35.5	35.5
Cuisse (ant.)	30.5			33.0	34.8	34.3
Cuisse (lat.)	30.8			33.0	34.3	34.5
Cuisse (post.)	30.0			31.0	34.5	35.3
Jambe	30.5			30.5	33.0	34.0
Mollet	30.8			32.5	33.5	34.3
Pied	25.5			31.0	34.0	33.5
Nuque	31.0			33.5	36.0	35.0
Dos	30.0			33.5	35.3	35.3
Dos (lombaire)	29.3			31.3	34.8	34.8

Tableau A-2



Sujet : J.L.L.

Régions	Températures ambiantes					
	20	25	26	27	30	35
Front	33.0	33.5	33.3	34.5	35.0	34.3
Joue	32.0	32.5	33.3	34.5	36.0	35.3
Poitrine	29.5	31.7	32.5	34.0	35.0	34.0
Bras (lat.)	30.0	31.7	32.5	33.0	35.0	34.3
Bras (ant.)	30.5	32.3	32.8	33.5	35.3	34.8
Avant-bras (lat.)	27.5	31.5	33.5	33.8	35.5	34.3
Avant-bras (ant.)	27.0	31.7	32.0	33.0	35.0	34.8
Abdomen	29.8	31.7	32.8	34.3	34.8	34.0
Main	27.0	31.0	32.0	34.8	35.8	34.8
Cuisse (ant.)	30.0	31.5	32.0	33.0	34.3	33.8
Cuisse (lat.)	30.5	32.3	32.5	33.0	34.5	34.3
Cuisse (post.)	29.2	31.7	31.3	33.3	34.8	34.0
Jambe	29.0	29.7	30.5	31.5	33.5	33.3
Mollet	30.0	30.7	31.0	33.0	33.8	33.8
Pied	27.0	29.8	31.0	33.0	34.5	34.3
Nuque	31.0	33.0	33.0	34.0	35.5	33.8
Dos	31.0	32.7	32.8	33.8	34.8	34.5
Dos (lombaire)	30.0	32.0	32.3	33.3	34.0	33.0

Tableau A-3



Sujet : C.L.

Régions	Températures ambiantes					
	20	25	26	27	30	35
Front	30.5	32.4	34.0	34.0	35.5	35.5
Joue	28.0	31.1	34.0	33.5	35.0	35.5
Poitrine	29.0	31.8	32.3	34.0	34.8	34.3
Bras (lat.)	27.5	30.0	31.5	32.0	35.0	35.0
Bras (ant.)	28.5	30.8	32.5	33.0	35.0	34.5
Avant-bras (lat.)	27.5	30.3	31.8	32.5	34.0	34.25
Avant-bras (ant.)	27.5	30.0	31.3	32.5	34.5	34.0
Abdomen	29.0	31.4	32.0	33.3	35.0	34.0
Main	26.0	29.7	32.0	33.5	33.8	34.5
Cuisse (ant.)	29.8	31.0	31.5	32.5	34.5	34.5
Cuisse (lat.)	29.5	31.0	32.8	35.5	34.0	34.3
Cuisse (post.)	30.0	31.3	32.3	33.0	34.3	34.3
Jambe	30.5	31.5	34.0	31.0	33.0	33.8
Mollet	30.3	31.3	31.8	32.3	33.0	34.0
Pied	25.5	29.3	30.5	31.3	33.0	33.5
Nuque	31.0	32.9	32.5	34.8	35.5	34.0
Dos	30.5	32.4	32.0	33.5	34.3	34.3
Dos (lombaire)	28.5	31.5	32.5	32.3	33.5	33.5

Tableau A-4



Sujet : G.C.

Régions	Températures ambiantes					
	20	25	26	27	30	35
Front	30.5	33.5	34.3	34.0	35.5	35.5
Joue	28.0	31.5	34.0	34.0	35.3	35.5
Poitrine	31.5	31.5	32.8	33.8	34.0	34.3
Bras (lat.)	28.0	30.0	32.0	32.5	34.5	34.5
Bras (ant.)	30.0	32.0	32.5	33.0	34.0	34.5
Avant-bras (lat.)	27.0	31.0	32.0	33.0	34.0	34.0
Avant-bras (ant.)	26.5	31.0	31.5	32.5	34.0	34.0
Abdomen	29.0	31.0	32.0	33.8	33.8	34.3
Main	25.0	30.0	32.3	34.0	34.3	35.3
Cuisse (ant.)	27.3	32.0	32.3	32.5	33.5	34.0
Cuisse (lat.)	27.5	31.5	31.5	33.5	34.0	34.5
Cuisse (post.)	27.0	31.0	31.5	32.8	33.5	33.5
Jambe	26.5	31.8	32.0	31.0	32.5	33.5
Mollet	26.8	30.5	31.0	32.5	33.0	33.3
Pied	25.0	28.0	31.5	32.5	33.5	34.0
Nuque	31.0	32.5	33.3	33.25	35.3	34.3
Dos	30.0	31.5	32.0	33.0	33.8	34.0
Dos (lombaire)	29.5	31.0	31.3	32.3	32.3	33.3

Tableau A-5



Sujet : Y.H.

Méthodes	Températures ambiantes					
	20	25	26	27	30	35
Medial thigh	29.0	31.5	32.0		35.0	35.0
Burton	28.7	31.3	32.0		34.5	34.0
Newburg & Spealman	28.8	31.5	32.1		34.8	34.5
Ramanathan	28.6	31.4	32.0		34.4	34.3
Palmes & Parks	28.9	31.9	32.5		35.1	34.8
Hardy & Dubois (7pts)	28.4	31.3	32.1		34.6	34.6
Neuroth.	28.7	31.4	32.1		34.7	34.5
Q M R C Lab	28.4	31.2	32.0		34.7	34.6
Colin & Houdas	28.5	31.3	32.1		34.6	34.5
Houdas	28.6	31.2	32.0		34.7	34.5
Hardy & Dubois (12pts)	28.7	31.4	32.1		34.8	34.6
Winslow	28.9	31.4	32.2		34.8	34.6
Thermographie	29.2	31.1	32.1		34.9	34.1

Tableau A-6



Sujet : R.M.

Méthodes	Températures ambiantes					
	20	25	26	27	30	35
Medial thigh	30.5			33.0	34.8	34.3
Burton	29.4			32.0	34.5	35.1
Newburg & Spealman	29.62			32.4	34.7	34.9
Ramanathan	29.3			32.4	34.7	34.9
Palmer & Parks	29.6			33.2	35.3	35.2
Hardy & Dubois (7pts)	31.0			32.7	34.9	34.9
Neuroth.	30.7			32.7	35.0	35.0
Q M R C Lab	29.9			32.4	34.7	34.8
Colin & Houdas	30.3			32.4	34.8	34.9
Houdas	29.5			32.1	34.7	35.0
Hardy & Dubois (12pts)	30.3			32.4	34.8	35.0
Winslow	30.4			32.6	34.9	34.9
Thermographie	29.8			32.9	34.9	34.5

Tableau A-7



Sujet : J.L.L.

Méthodes	Températures ambiantes					
	20	25	26	27	30	35
Medial thigh	30.0	31.5	32.0	33.0	34.3	33.8
Burton	29.0	31.0	31.9	33.1	34.5	33.8
Newburg & Spealman	29.3	31.2	32.1	33.2	34.6	33.9
Ramanathan	29.7	31.3	32.0	33.0	34.6	33.9
Palmes & Parks	30.0	31.9	32.6	33.7	35.0	34.3
Hardy & Dubois (7pts)	29.3	31.3	32.3	33.6	34.7	34.0
Neuroth.	29.6	31.5	32.2	33.5	34.7	34.0
Q M R C Lab	29.5	31.4	32.2	33.3	34.7	34.0
Colin & Houdas	29.5	31.4	32.1	33.3	34.6	33.9
Houdas	29.5	31.5	32.0	33.2	34.5	33.8
Hardy & Dubois (12pts)	29.4	31.5	32.2	33.5	34.7	34.0
Winslow	29.8	31.7	32.3	33.5	34.8	34.1
Thermographie	29.7	31.4	32.1	33.3	34.5	33.7

Tableau A-8



Sujet : C.L.

Méthodes	Températures ambiantes					
	20	25	26	27	30	35
Medial thigh	29.8	31.0	31.5	32.5	34.5	34.5
Burton	29.3	31.5	32.8	32.7	34.0	34.1
Newburg & Spealman	29.3	31.3	32.3	32.7	34.3	34.3
Ramanathan	29.0	31.0	32.2	32.5	34.4	34.5
Palmer & Parks	29.1	31.3	32.2	33.2	34.6	34.5
Hardy & Dubois (7pts)	28.8	31.0	32.2	32.7	34.3	34.2
Neuroth.	28.9	31.1	32.3	32.8	34.5	34.4
Q M R C Lab	28.7	31.0	32.5	32.6	34.1	34.3
Colin & Houdas	28.8	31.0	32.2	32.6	34.2	34.2
Houdas	29.1	31.2	32.2	32.7	34.1	34.1
Hardy & Dubois (12pts)	28.9	31.2	32.2	32.8	34.1	34.2
Winslow	29.0	31.2	32.2	32.9	34.2	34.3
Thermographie	29.3	31.1	32.1	32.4	34.4	33.9

Tableau A-9



Sujet : G.C.

Méthodes	Températures ambiantes					
	20	25	26	27	30	35
Medial thigh	27.5	31.0	32.3	32.5	33.5	34.0
Burton	29.1	31.5	32.4	33.4	33.5	34.0
Newburg & Spealman	28.6	31.3	32.4	33.1	33.6	34.0
Ramanathan	28.7	31.0	32.3	33.0	33.8	34.1
Palmer & Parks	28.7	31.5	32.5	33.2	34.0	34.3
Hardy & Dubois (7pts)	27.7	31.0	32.2	33.3	33.7	34.2
Neuroth.	28.4	31.1	32.4	33.3	33.9	34.3
Q M R C Lab	27.9	31.0	32.2	33.1	33.7	34.2
Colin & Houdas	28.2	31.0	32.2	33.0	33.6	34.1
Houdas	28.5	31.1	31.9	32.7	33.4	33.8
Hardy & Dubois (12pts)	28.1	31.0	32.0	33.0	33.7	34.0
Winslow	28.1	31.1	32.1	33.1	33.8	34.2
Thermographie	28.4	31.1	31.8	32.9	33.7	34.0

Tableau A-10



Sujets	TA	Méthodes											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Y.H.	20	.2	.5	.4	.6	.3	.8	.5	.8	.7	.6	.5	.3
	25	.4	.2	.4	.3	.8	.2	.3	.1	.2	.1	.3	.3
	26	.1	.9	0	.1	.4	0	0	.9	0	.1	0	.1
	30	.1	.4	.1	.5	.2	.3	.2	.2	.3	.2	.1	.1
	35	.9	.1	.4	.2	.7	.5	.4	.5	.4	.4	.5	.5
R.M.	20	.7	.4	.2	.5	.2	.2	.9	.1	.5	.3	.5	.4
	27	.1	.9	.5	.5	.7	.2	.2	.5	.5	.8	.5	.7
	30	.1	.4	.2	.2	.4	0	.1	.2	.1	.2	.1	0
	35	.2	.6	.4	.4	.7	.4	.5	.3	.4	.5	.5	.4
J.L.	20	.3	.7	.4	0	.3	.4	.1	.2	.2	.2	.3	.1
	25	.1	.4	.2	.1	.5	.1	.1	0	0	.1	.1	.3
	26	.1	.8	0	.1	.5	.2	.1	.1	0	.1	.1	.2
	27	.3	.2	.1	0	.4	.3	.2	0	0	.1	.2	.2
	30	.2	0	.1	.1	.5	.2	.2	.2	.3	.0	.2	.3
	35	.1	.1	.2	.2	.4	.3	.3	.3	.2	.1	.3	.4
C.L.	20	.5	0	0	.3	.2	.5	.4	.6	.5	.2	.4	.3
	25	.1	.4	.2	.1	.2	.1	0	.1	.1	.1	.1	.1
	26	.6	.7	.2	.1	.1	.1	.2	.4	.1	.1	.1	.1
	27	.1	.3	.3	.1	.8	.3	.4	.2	.2	.3	.4	.5
	30	.1	.4	.1	0	.2	.1	.1	.3	.2	.3	.3	.2
	35	.6	.2	.4	.6	.6	.3	.5	.4	.3	.2	.3	.4
G.C.	20	.9	.7	.2	.3	.3	.7	0	.5	.2	.1	.3	.3
	25	.1	.4	.2	.1	.4	.1	0	.1	.1	0	.1	0
	26	.5	.6	.6	.5	.7	.4	.6	.4	.4	.1	.2	.3
	27	.4	.5	.2	.1	.3	.4	.4	.2	.1	.2	.1	.2
	30	.2	.2	.1	.1	.3	0	.2	0	.1	.3	0	.1
	35	0	0	0	.1	.4	.2	.3	.2	.1	.2	0	.2

Tableau A-11 (voir légendes page suivante)

Tableau A-11 : VALEUR ABSOLUE DES ECARTS ENTRE  $\bar{R}_{sk}^T$  ET LES  $\bar{C}_{sk}^T$

CALCULEE PAR LES METHODES :

- 1 : Medial thigh
- 2 : BURTON
- 3 : RAMANATHAN
- 4 : NEWBURG et SPEALMAN
- 5 : PALMES et PARKS
- 6 : HARDY et DUBOIS
- 7 : NEUROTH
- 8 : GOLDMAN
- 9 : HOUDAS
- 10 : COLIN
- 11 : HARDY et DUBOIS
- 12 : WINSLOW.

Régions	Températures ambiantes			
	35	30	25	20
Pied	35.2(0.7)	31.0(0.8)	27.1 (0.8)	21.7(0.9)
Mollet	35.2(0.6)	32.7(0.7)	28.9 (1.0)	25.8(1.0)
Cuisse	35.2(0.6)	33.4(0.6)	30.5 (1.1)	27.9(1.2)
Ventre	35.5 (0.4)	34.7(0.8)	33.5 (0.4)	30.7(1.7)
Dos	35.4(0.7)	34.4(0.7)	32.5 (1.5)	31.3(1.1)
Poitrine	35.7(0.3)	34.5(0.8)	32.8 (0.9)	31.9(1.1)
Bras	35.3(0.2)	33.4(0.8)	30.8 (2.0)	28.0(0.8)
Avant-bras	35.5(0.2)	33.6(0.6)	30.3 (1.3)	27.7(0.7)
Main	35.3(0.3)	32.9(0.9)	25.4 (2.1)	24.0(1.3)
Front	35.8(0.3)	34.8(0.7)	33.9 (0.4)	32.9(0.9)

Tableau A-12



TA	Medial thigh	Burton	METHODES		
			Ramanathan	Newburg & Spealman	Hardy & Dubois
20	27.9	29.1	28.7	28.9	28.3
25	30.5	31.1	31.0	31.0	31.1
30	33.4	33.7	33.6	33.7	33.7
35	35.2	35.5	35.4	35.4	35.4

Tableau A-13 : TEMPERATURES CUTANÉES MOYENNES OBTENUES  
d'après les valeurs du C.E.V.



**BIBLIOGRAPHIE.**

BARDON J.P. -

La mesure des températures de surface par contact. Erreurs liées aux transferts de chaleur parasites.  
*Soc. Franç. des Thermiciens (1975).*

BEDFORT T., C.G. WARNER -

On methods of measuring skin temperatures.  
*J. Hyg. 34, 81-98, (1934).*

BENZINGER T.H. -

The sensory receptor organ and quantitative mechanism of human temperature control in warm environment.  
*Fed. Proc. 19 (5), 32-41, (1960).*

BOUVELIER Ch. -

Echanges thermiques du corps humain dans l'eau.  
*Thèse Lille (1973).*

BURTON A.C. -

The application of the theory of heat flow to the study of energy metabolism.  
*J. Nutr., 7, 497-533, (1934).*

CHEN C.H. -

A review of statistical pattern recognition.  
*Nato Advanced Study Institute on pattern recognition and signal processing Paris 1978.*

COLIN J., HOUDAS Y. -

Les effets physiologiques d'un choc thermique. I- Méthodes et moyens d'étude.  
*Rev. Med. Aéro. 4, 16-19, (1965).*

COLIN J., HOUDAS Y. -

Déterminisme du déclenchement de la sudation thermique chez l'homme.  
*J. Physiol. (Paris)* 60, 5-31, (1968).

DRIMMER B.E. -

Average temperatures by paralleled-connected thermocouples.  
*J. Appl. Physiol.* 24, 225-226, (1953).

DUBOIS D., DUBOIS E.F. -

The measurement of the surface area of man.  
*Arch. Int. Med.* 15, 868-881, (1915).

GOLDMAN R.F., BUSKIRK E.R. -

Heat loss during the night under subarctic conditions.  
*U.S. QMREC* (1957).

HARDY J.D. -

The radiation of heat from the human body. I- An instrument of measuring the radiation and surface temperature of skin.  
*J. Clin. Invest.* 13, 593-604, (1934).

HARDY J.D., DUBOIS E.F. -

The technic of measuring radiation and convection.  
*J. Nutr.* 15, 461-475, (1938).

HARDY J.D., DUBOIS E.F. -

Basal metabolism, radiation, convection and evaporation at temperature of 22-35 °C.  
*J. Nutr.* 15, 477-492, (1938).

HOUDAS Y., LECROART J.L., BONAVENTURE M., LEDRU C. -

Computation of mean skin temperature by weighting systems : assesment of its validity by infrared thermography.  
*28th A.C.E.M.B. Louisiana* (1975).

JATTEAU M., TISSOT M. -

Instruments de radiométrie infrarouge.

In : *La mesure des températures de surface.*

*Coll. Société Française des Thermiciens (1975).*

KILPATRICK P.W. -

Accuracy of thermocouples in parallel.

*Instr. Autom.* 30, 1706-1709, (1967).

KRANING K.K. -

Heat conduction in blackened skin accompanying pulsatile heating with a Xenon flash lamp.

*J. Appl. Physiol.* 35 (2), 281-287, (1973).

KREITH F. -

Transmission de la chaleur et thermodynamique.

*Masson Edit. Paris (1967).*

LACROIX R. -

Thermocouples.

In : *Techniques de l'ingénieur : contrôle et mesures.*

MAHMOUD M.Y., PAU L.F. -

Infrared detection.

*EMST Publication D. 78010, Paris (1978).*

MAX J. -

Méthodes et techniques de traitement du signal et application aux mesures physiques.

*Masson Edit. Paris (1977).*

MITCHELL D., WYNDHAM C.H. -

Comparison of weighting formulas for calculating mean skin temperature.

*J. Appl. Physiol.* 26 (5), 616-622, (1969).

MOLNAR G.W., ROSENBAUM J.C. -

Surface measurement with thermocouples.

In : *Temperature, its measurement and control in Science and Industry*  
New-York : Reinhold, vol. III, part. 3, 3-11, (1963).

NADEL E.R., BULLARD R.W., STOLWIJK J.A.J. -

Importance of skin temperature in the regulation of sweating.

*J. Appl. Physiol.* 31, 80-87, (1971).

NADEL E.R., MITCHELL J.W., STOLWIJK J.A.J. -

Differential thermal sensitivity in the human skin.

*Pflügers Arch.* 340, 71-76, (1973).

NEWBURG L.H., SPEALMAN C.R. -

Acclimatization to cold.

*CAM Report n°241*, (1943).

OLESEN B.W., FANGER P.O. -

The skin temperature distribution for resting man in confort.

*Arch. Sci. Physiol.* 27 (4), 385-393, (1973).

PALMES E.D., PARK C.R. -

Thermocouples for the measurement of the surface temperature of the skin.

*Fed. Proc.* 6, 175, (1947).

PALMES E.D., PARKS C.R. -

A method of human calorimetry.

*Project n° 55-3* (1947) Ft Knox.

RAMANATHAN N.L. -

A new weighting system for mean surface temperature of the human body.

*J. Appl. Physiol.* 19 (3), 531-533, (1964).

SAUVAGE A. -

Système thermoregulateur : modèle de déperdition calorifique chez l'homme soumis à une charge thermique externe.

*Thèse Lille, (1972).*

STITT J.T., HARDY J.D. -

A multiplicative model for the interaction between skin temperature and preoptic anterior hypothalamic temperature in the regulation of respiratory evaporative heat loss in the rabbit.

*Physiologie Canada* 6 (1), (1975).

STOLL A.M., HARDY J.D. -

Studies of thermocouples as skin thermometers.

*J. Appl. Physiol.* 11, 531-543, (1950).

STOLWIJK J.A.J., HARDY J.D. -

Partitional calorimetric studies of responses of man to thermal transients.

*J. Appl. Physiol.* 3, 967-977, (1966).

TEICHNER W.H. -

Assesment of mean body surface temperature.

*J. Appl. Physiol.* 12 (2), 169-176, (1958).

TIMBAL J. -

Etude de la sudation après une montée brusque de la TA.

*Thèse Lille (1972).*

VEGHTE J.H. -

Infrared thermography of subjects in diverses environments.

*Artic Aeromedical Laboratory FT. Wainwright Project 8238, (1965).*

WINSLOW C.E.A., HERRINGTON L.P., GAGGE A.P. -

A new method of partitional calorimetry.

*Am. J. Physiol.* 116, 641-655, (1936).

WURTZ A. -

Séance publique annuelle.

*C.R. Acad. Sc.* 44 (6), 32, (1882).

YASUNOBU NISHI, GAGGE A.P. -

Mean skin temperature for man weighted by regional heat transfer coefficient.

*Fed. Proc.* 29 (2), (1970).

