

THÈSE

présentée à l'

Université des Sciences et Techniques
de LILLE I

pour obtenir le titre de **DOCTEUR-INGENIEUR**

par

Annie SAUVAGE

Ingénieur E.N.S.M.



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



Soutenue le 23 Février 1972, devant la Commission d'Examen

MM. P. VIDAL, *Président*

J.M TOULOTTE, *Rapporteur*

R. MEZENCEV, *Examineur*

Y. HOUDAS, *"*

J. COLIN, *"*

Avant-Propos

Le mémoire que nous présentons a été effectué au Centre d'Automatique de l'Université des Sciences et Techniques de Lille en collaboration avec le Laboratoire de Physiologie de la Faculté de Médecine.

Nous remercions tout particulièrement Monsieur MEZENCEV, qui après nous avoir initiés pendant trois ans à l'Automatique, a bien voulu accepter d'être au sein de ce jury. Nous lui exprimons notre sincère reconnaissance.

Monsieur le Professeur VIDAL, qui fut à l'origine de notre travail de recherche, nous fait le grand plaisir de présider notre jury ; nous lui exprimons notre profonde gratitude pour l'intérêt qu'il nous a toujours témoigné.

Nous adressons à Monsieur le Professeur TOULOTTE nos remerciements et lui sommes reconnaissants d'avoir pris de son temps pour nous diriger dans l'orientation de nos recherches.

C'est avant tout grâce à Monsieur le Professeur HOUDAS, qui nous a toujours éclairé de ses connaissances médicales et nous a permis d'effectuer nos recherches dans son Laboratoire, en mettant à notre disposition tout son matériel, que ce travail a pu être mené à bien. Nous le remercions très vivement de son aide ainsi que de la sympathie qu'il nous a toujours témoignée.

Nous sommes honorés de la présence de Monsieur le Professeur COLIN, Médecin Chef du Laboratoire de Médecine Aérospatiale du Centre d'Essais en Vol de Brétigny-sur-Orge, qui a accepté de participer à notre jury. Grâce à la gentillesse de toute l'équipe du Laboratoire de Médecine Aérospatiale, nous avons eu accès à de documents très précieux pour notre travail et participé à des rencontres très fructueuses.

Nous remercions aussi le Professeur VANLERENBERGHE pour la compréhension dont il a fait preuve et l'intérêt qu'il nous a constamment apporté.

Enfin, nous ne saurions terminer sans exprimer notre reconnaissance à tout le personnel des laboratoires d'Automatique et de Physiologie, tout particulièrement ceux qui se sont aimablement prêtés à nos tests qui ont coopéré pour la réalisation de cet ouvrage, ainsi qu'à tous nos collègues chercheurs.

INTRODUCTION GENERALE

Les travaux que nous présentons dans ce mémoire, ont été entrepris au Centre d'Automatique de l'Université de Lille 1, en collaboration avec le Laboratoire de Physiologie de la Faculté de médecine. Ils portent sur le fonctionnement du système thermorégulateur.

Avant d'appartenir au domaine de la Recherche fondamentale, l'étude de la thermorégulation répondait à des besoins plus concrets. Les travaux entrepris au Centre d'Essais en Vol de Brétigny sur Orge, et qui sont à l'origine de notre mémoire, ont répondu aux questions de survie de l'homme dans les milieux nouveaux qu'il commençait à explorer. La mise au point de combinaisons de protection, contre le froid et le chaud ont en effet demandé une étude préalable des mécanismes permettant à l'homme de vivre dans un milieu naturel en "confort thermique".

Pour protéger l'homme contre les agressions thermiques, il est nécessaire de connaître son comportement lorsqu'il est soumis à diverses perturbations. Dans ce sens, les physiologistes ont vite compris l'intérêt de mettre au point des modèles mathématiques représentatifs des phénomènes.

Nous avons cherché en analysant les travaux effectués jusqu'à ce jour, et dont nous parlerons au début de ce mémoire, à dégager les tendances générales qui nous ont permis d'établir un protocole expérimental.

Dans le chapitre III nous présentons le dispositif expérimental ainsi que les modifications que nous avons effectuées en vue d'améliorer nos expériences. Après cette mise au point nous donnons une analyse des résultats obtenus en soumettant le sujet à une variation linéaire de charge thermique radiante externe. Ces expériences nous ont permis tout d'abord d'élaborer un modèle du débit sudoral.

Le schéma général du système thermorégulateur que nous présentons dans le dernier chapitre complète celui du déclenchement de la sudation en lui adjoignant les autres paramètres intervenant dans la thermorégulation.

CHAPITRE I

PRESENTATION DU PROBLEME

I.1 - INTRODUCTION

Depuis une dizaine d'années, les physiciens se sont intéressés au fonctionnement du corps humain. Les phénomènes physiologiques sont en effet très complexes et les moyens d'investigation (physiologiques et matériels) limités. On sait par contre traiter sur calculateur des équations et systèmes d'équations mathématiques d'ordres élevés : il est de même possible, grâce aux théories de l'automatique, de réaliser une approche des structures physiques. Si les moyens dont on dispose en physique peuvent être utilisés pour traiter des problèmes physiologiques, on pourra en procédant par analogie avoir d'une part, une idée plus précise du fonctionnement des systèmes humains (respiratoire, circulatoire, thermique), et, d'autre part, connaître les limites entre lesquelles des grandeurs peuvent varier sans dommage pour l'organisme.

Nous allons nous intéresser ici au fonctionnement du système thermorégulateur, et essayer d'en déterminer un modèle mathématique. Afin de faciliter l'abord du problème, nous allons en premier lieu procéder à quelques rappels physiologiques.

I.2 - RAPPELS PHYSIOLOGIQUES

L'homme est un homéotherme, ce qui éthymologiquement signifie qu'il maintient sa température corporelle constante quels que soient les échanges thermiques auxquels il est soumis.

Nous pouvons schématiquement considérer le corps humain constitué d'un noyau entouré d'une enveloppe. (Fig.I.1).

Le noyau comprend 70 à 90% du poids total du sujet, c'est-à-dire :

- Les viscères thoraciques et abdominaux
- Le cerveau
- Une grande partie de la musculature

L'enveloppe est constituée par les couches cutanées.

La température corporelle ou température centrale est la température du noyau, notée T_{co} , la température moyenne de la peau étant notée $\bar{T}_{sk}$, (symbolisation internationale).

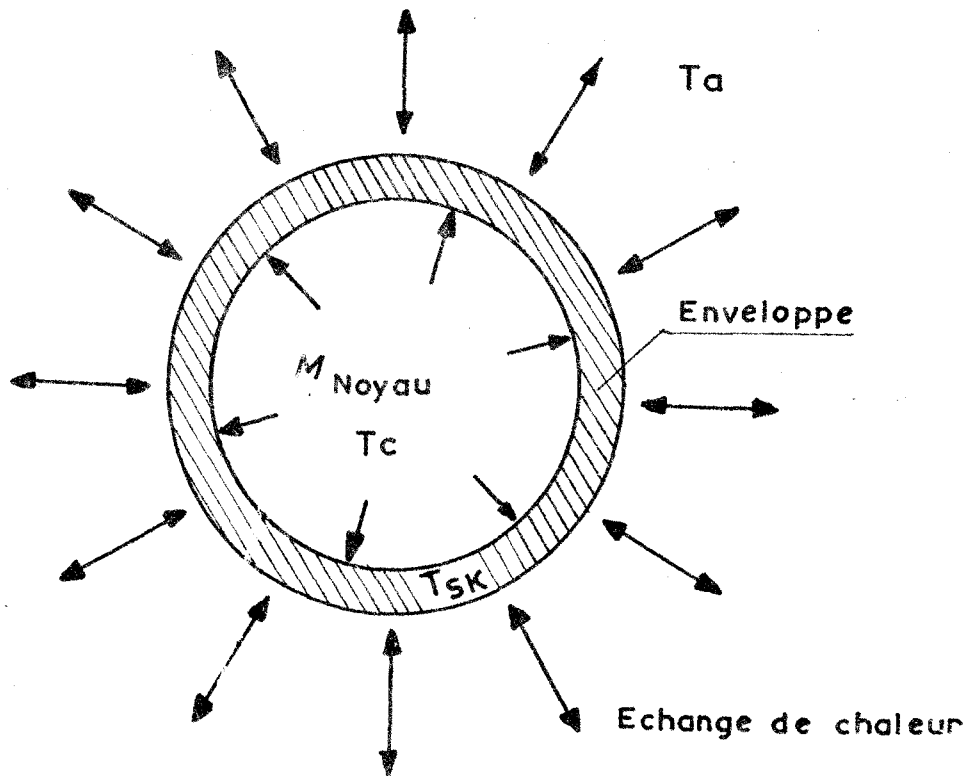


Fig. I.1

Des mesures ont été faites sur un grand nombre de sujets en bonne santé, mis au repos dans une ambiance thermique confortable correspondant à la neutralité thermique. (la neutralité thermique est la température ambiante pour laquelle, compte-tenu de sa production thermique de base, l'organisme est en équilibre passif avec le milieu.). Elles ont montré qu'il n'existe pas une valeur unique de la température corporelle, mais au contraire, doivent être considérées comme normales, des températures comprises entre 36,5°C et 37,2°C. Il est pris en général comme moyenne la valeur de 37°C. D'autre part, cette température centrale subit des modifications importantes lors d'exercices ou de variations de température ambiante. De plus, à l'intérieur même du noyau, la température n'est pas homogène. L'amplitude des variations autour de la valeur moyenne pouvant être supportée sans dommage par l'organisme, n'excède pas 2°C.

A partir de ces constatations, nous allons essayer de rechercher les mécanismes mis en jeu pour éviter à la température corporelle de sortir des limites permises.

1.3 - ECHANGES DE CHALEUR

Considérons tout d'abord les échanges thermiques auxquels le corps est soumis en faisant le bilan thermique du système noyau-enveloppe.

Les apports de chaleur sont de deux natures :

- les apports internes que le corps doit évacuer pour assurer son homéothermie,
- les apports externes contre l'assaut thermique desquels il doit se protéger (le cas échéant).

1.3.1. Apports internes

L'apport interne minimum de chaleur est le métabolisme basal ; c'est la constante physiologique correspondant aux besoins énergétiques du sujet au repos. Elle représente une production calorifique permanente d'environ 45 w/m^2 de surface corporelle, pour un sujet masculin en bonne santé. Les autres facteurs de production interne de chaleur s'ajoutant dans des conditions déterminées à la valeur M du métabolisme de base sont dus, par ordre d'importance décroissante :

- à l'activité musculaire volontaire ou non (frisson)
- à l'action sur les cellules d'agents neuro-chimiques qui augmentent le métabolisme
- à l'action de la température qui en augmentant, accroît la vitesse des réactions chimiques, provoquant ainsi un dégagement de chaleur instantanée plus important.

1.3.2. Apports externes

Les apports externes sont dus au gradient thermique existant entre l'air et la peau. Lorsque la température ambiante T_a est supérieure à la température cutanée moyenne $\bar{T}_{sk}$, le corps reçoit de la chaleur ; l'énergie calorifique ainsi fournie au corps peut l'être par conduction, convection et radiation ; dans le cas contraire, lorsque T_a est inférieure à $\bar{T}_{sk}$, le corps perd de la chaleur ; l'énergie calorifique cédée par le corps peut l'être de même par convection, conduction et radiation. (ce qui est le plus souvent le cas, l'ambiance imposant une perte thermique à l'organisme).

La conduction est un transfert d'énergie pouvant exister entre le corps et les solides à son contact :

sol, siège... Lorsque ce contact est limité à l'air ambiant, la conduction entre l'air et le corps peut être négligée avec une bonne approximation étant donné la faible conductivité de l'air : $0.022 \text{ Kcal/h.m.}^\circ\text{C}$ (pour le cuivre elle est de 324) à 20°C . Mais lorsque l'air est mis en mouvement, on ne peut plus négliger la conduction au niveau de la peau ; au transfert d'énergie intervenant dans la conduction, s'ajoute un transfert de masse. La combinaison de ces deux phénomènes est représentative de l'échange de chaleur par convection. Beaucoup plus importante que la conduction, la Convection rend compte du déplacement au sein de l'air des molécules refroidies par conduction au contact de la peau. Ces molécules sont alors chassées vers des régions plus éloignées et sont remplacées par des particules plus chaudes qui seront à leur tour refroidies par conduction thermique.

Le schéma suivant (Fig. I.2) donne une représentation de ces échanges, la pellicule d'air au contact de la peau étant très grossie.

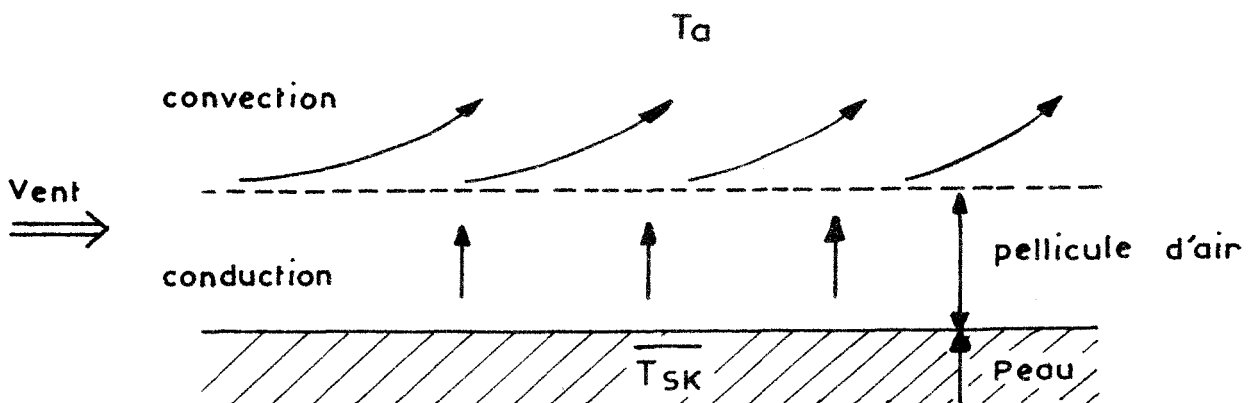


Fig. I.2

La convection dépend de la chaleur spécifique du milieu et de la vitesse de déplacement de l'air (vitesse de renouvellement des particules). Les échanges de chaleur par convection ont été étudiés par de nombreux auteurs dont en France, COLIN & HOUDAS (3).

Ces résultats expérimentaux ont permis d'aboutir à l'équation suivante :

$$I(1) \quad C = 1,161 (2,3 + 7,5 V^{0,67}) (\bar{T}_{sk} - T_a)$$

où $\bar{T}_{sk}$ est la température cutanée moyenne exprimée en °C,

T_a la température ambiante exprimée en °C,

V la vitesse du vent exprimée en m/s,

et C la quantité de chaleur échangée par convection exprimée en W/m^2 .

Un autre facteur important d'échange thermique est la radiation. C'est la transmission de chaleur à travers le milieu ambiant par les ondes électromagnétiques émises par une source. L'énergie échangée entre le corps et une source de chaleur radiante, dépend de la température du corps et de la source, de la surface du corps irradié de son pouvoir d'absorption, et de la constante de Boltzmann :

$\sigma = 4,88 \cdot 10^{-8}$ lorsque les températures sont exprimées en degré Kelvin (températures absolues). Elle peut s'écrire :

$$I(2) \quad R = 1,161 \epsilon_w \epsilon_{sk} (T_w^4 - \bar{T}_{sk}^4) A_r \sigma$$

où ϵ_w est l'émissivité de la source,

ϵ_{sk} l'émissivité de la peau,

$1/A_r$ l'aire effective de radiation du corps exprimée en m^2

T_w la température absolue de la source

et $\bar{T}_{sk}$ la température moyenne absolue de la peau.

Lorsque T_a est supérieure à $\bar{T}_{sk}$, (ce qui est le cas dans la chambre climatique), à l'énergie émise par une source de chaleur radiante, se superpose la radiation émise par les parois, dans le cas où elles sont à une température proche de la température de l'air. Le corps gagne une quantité de chaleur que l'on peut exprimer par l'équation

$$I(3) \quad R' = 1,161 \epsilon_p \epsilon_{sk} (T_a^4 - \bar{T}_{sk}^4) A_r \sigma$$

où ε_p est l'émissivité des parois,
et T_a la température absolue des parois.

L'équation (3) peut alors être mise sous la forme :

$$\begin{aligned} R' &= 1,161 \frac{\varepsilon_p}{\varepsilon_{sk}} (T_a^2 + \bar{T}_{sk}^2) (T_a^2 - \bar{T}_{sk}^2) A_r \sigma \\ &= 1,161 \frac{\varepsilon_p}{\varepsilon_{sk}} (T_a^2 + \bar{T}_{sk}^2) (T_a + \bar{T}_{sk}) (T_a - \bar{T}_{sk}) A_r \sigma \end{aligned}$$

En posant :

$$\theta_a = T_a - 273^\circ\text{C}$$

$$\bar{\theta}_{sk} = \bar{T}_{sk} - 273^\circ\text{C}$$

Nous pouvons écrire :

$$R' = 1,161 \frac{\varepsilon_p}{\varepsilon_{sk}} (T_a^2 + \bar{T}_{sk}^2) (T_a + \bar{T}_{sk}) (\theta_a - \bar{\theta}_{sk}) A_r \sigma$$

ce qui, lorsque T_a est proche de $\bar{T}_{sk}$ devient avec une bonne approximation.

$$(4) \quad R' = K (\theta_a - \bar{\theta}_{sk})$$

$$\text{avec :} \quad K = 1,161 \frac{\varepsilon_p}{\varepsilon_{sk}} (T_a^2 + \bar{T}_{sk}^2) (T_a + \bar{T}_{sk}) A_r \sigma = \text{cte}$$

1.4 - FACTEURS DE DEPERDITION

Nous devons considérer ici deux étapes : d'une part, l'écoulement de la chaleur du noyau vers la périphérie ; d'autre part, l'évacuation de cette chaleur de la périphérie vers l'extérieur.

1.4.1. Ecoulement de la chaleur du noyau vers la périphérie

Cet écoulement se fait d'une part par conduction à travers les couches sous cutanées et cutanées et pour que cet écoulement soit effectivement possible, il faut que la température du noyau T_{co} soit supérieure à la température cutanée $\bar{T}_{sk}$.

D'autre part, un réseau de capillaires irriguant la peau, permet par augmentation du débit sanguin, de transporter la chaleur du noyau vers la périphérie par convection donc avec une plus grande efficacité.

La quantité de chaleur apportée à la peau par le sang, est contrôlée par le degré de vaso-dilatation des artérioles qui amènent le sang à la peau. Ce degré est à peu près entièrement déterminé par les centres sympathiques situés dans le bulbe, mais soumis en partie à des centres supérieurs.

L'ensemble de la chaleur ainsi transportée par unité de surface peut s'écrire :

$$I(5) \quad Q = h_b (T_{co} - T_{sk})$$

où h_b est le coefficient de convection sanguine.

Ce coefficient est variable en fonction de l'état de vasodilatation donc plus ou moins avec la température cutanée.

Il est de $12 \text{ w/m}^2 \cdot \text{h}$ à la neutralité thermique et peut atteindre une valeur de $40 \text{ w/m}^2 \cdot \text{h}$ lorsque la température cutanée augmente.

1.4.2. Ecoulement de la périphérie vers l'extérieur

Cet écoulement est conditionné par la direction du gradient thermique existant entre la peau et l'extérieur ;

- si la température ambiante T_a est supérieure à la température cutanée T_{sk} , le corps recevra de la chaleur par convection, conduction et radiation comme il a été vu précédemment. Le seul moyen de déperdition est alors l'évaporation.

L'évaporation est une perte de chaleur latente qui survient par vaporisation d'eau à la surface de la peau et des muqueuses respiratoires. L'eau de l'organisme, en changeant d'état, absorbe $0,580 \text{ Kcal/g}$ (chaleur latente de vaporisation) et permet ainsi le refroidissement de la surface cutanée.

En plus de la "Perspiration insensible", (évaporation de l'eau imprégnant la peau et les poumons), le corps peut, par excitation des glandes sudorales, secréter une quantité de sueur lui permettant d'augmenter de façon importante la déperdition de chaleur, pour autant que les conditions ambiantes permettent cette évaporation.

Des expériences ont montré que le contrôle global du débit sudoral s'effectuait au niveau de l'hypothalamus, qui met en jeu les mécanismes de perte de chaleur par évaporation. La chaleur ainsi perdue est proportionnelle à la surface d'évaporation ; sa valeur maximale (limitante) dépend du déplacement de l'air et de la pression de vapeur d'eau saturante à la température de la peau. Les possibilités maximales d'évaporation E_0 seront diminuées en atmosphère humide, d'où le rôle joué par ce facteur dans la régulation. La perte de chaleur par évaporation sera possible si l'évaporation E est inférieure au pouvoir évaporatoire E_0 donnée par la relation :

$$I(6) \quad E_o = h_e (\bar{P}_{wsk} - P_w)$$

avec $h_e = 16 V^{0,63}$, V étant la vitesse du vent exprimée en m/s, $\bar{P}_{wsk}$, la pression de vapeur d'eau au niveau de la peau en mm de Hg, P_w , la pression de vapeur d'eau au niveau de l'ambiance en mm de Hg.

Nous avons vu précédemment que les échanges de chaleur par conduction, convection et radiation sont algébriques ; par conséquent, si la température ambiante T_a est inférieure à la température cutanée moyenne $\bar{T}_{sk}$, la chaleur totale perdue par le corps sera : $E + (R+C)$

avec

$$I(7) \quad R+C = h (\bar{T}_{sk} - T_a)$$

si h est le coefficient combiné de convection et radiation,

$$(h = 6,9 + 7,5 V^{0,67})$$

Dans ces conditions le bilan thermique du système en équilibre pourra s'écrire :

$$I(8) \quad \Sigma Q_f - \Sigma Q_e = 0$$

Q_f étant la chaleur fournie au corps, et

Q_e la chaleur évacuée par le corps.

I.5 - CONCLUSION

Les Figures 1.3 et 1.4, résument le fonctionnement des échanges de chaleur selon les conditions ambiantes. Les mécanismes de ces échanges sont très complexes et les équations mathématiques qui les régissent difficiles à exploiter. Nous verrons dans les chapitres suivants comment nous avons pu écrire le bilan thermique du système (8), et simplifier certains termes, compte-tenu des conditions expérimentales.

Ce chapitre nous a montré comment, à partir de données physiologiques, il a été possible d'obtenir un modèle mathématique qui rend compte effectivement des phénomènes thermiques rencontrés. Ceci nous permettra par la suite d'analyser le système comme tout autre dispositif de régulation.

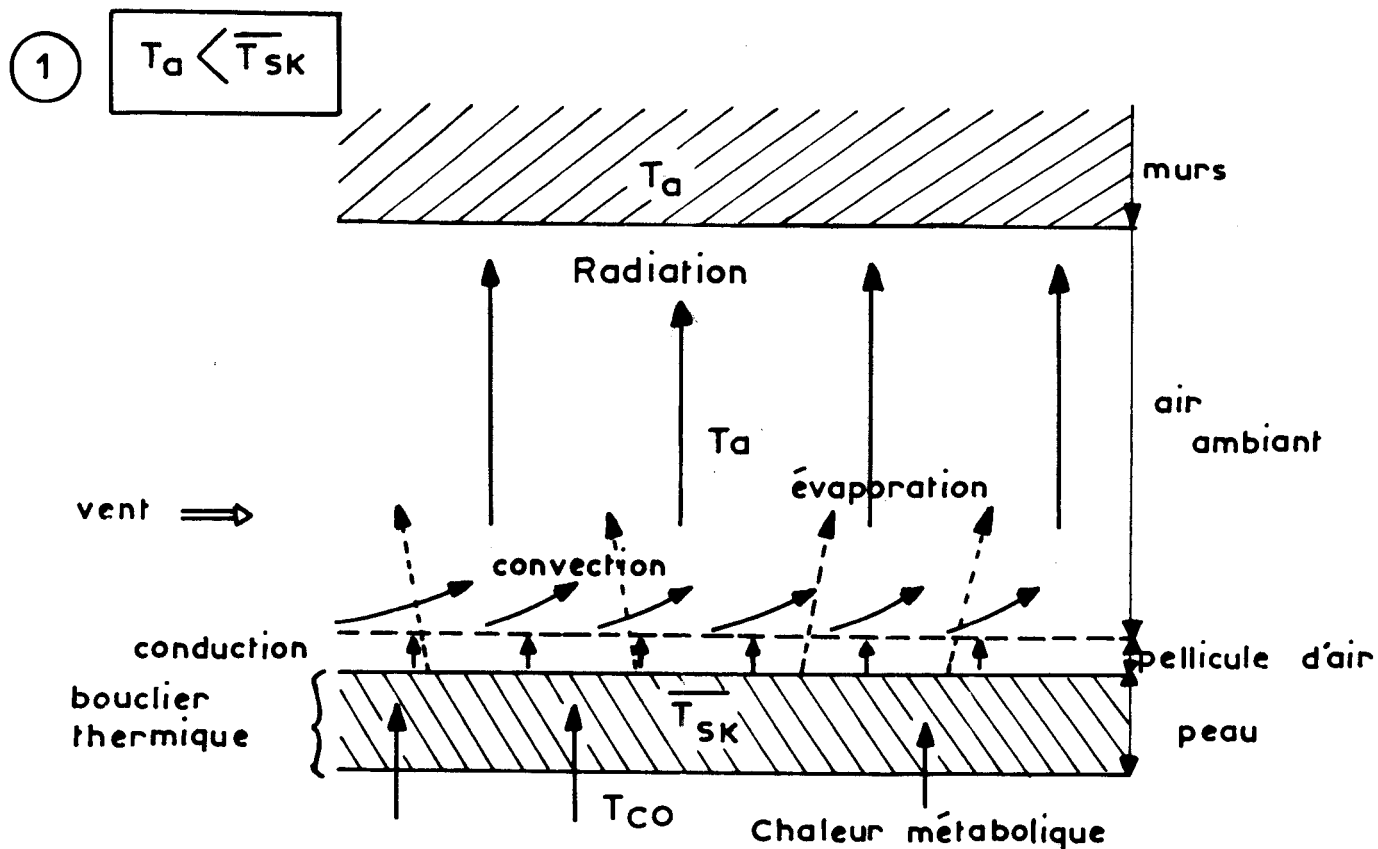


Figure I. 3.

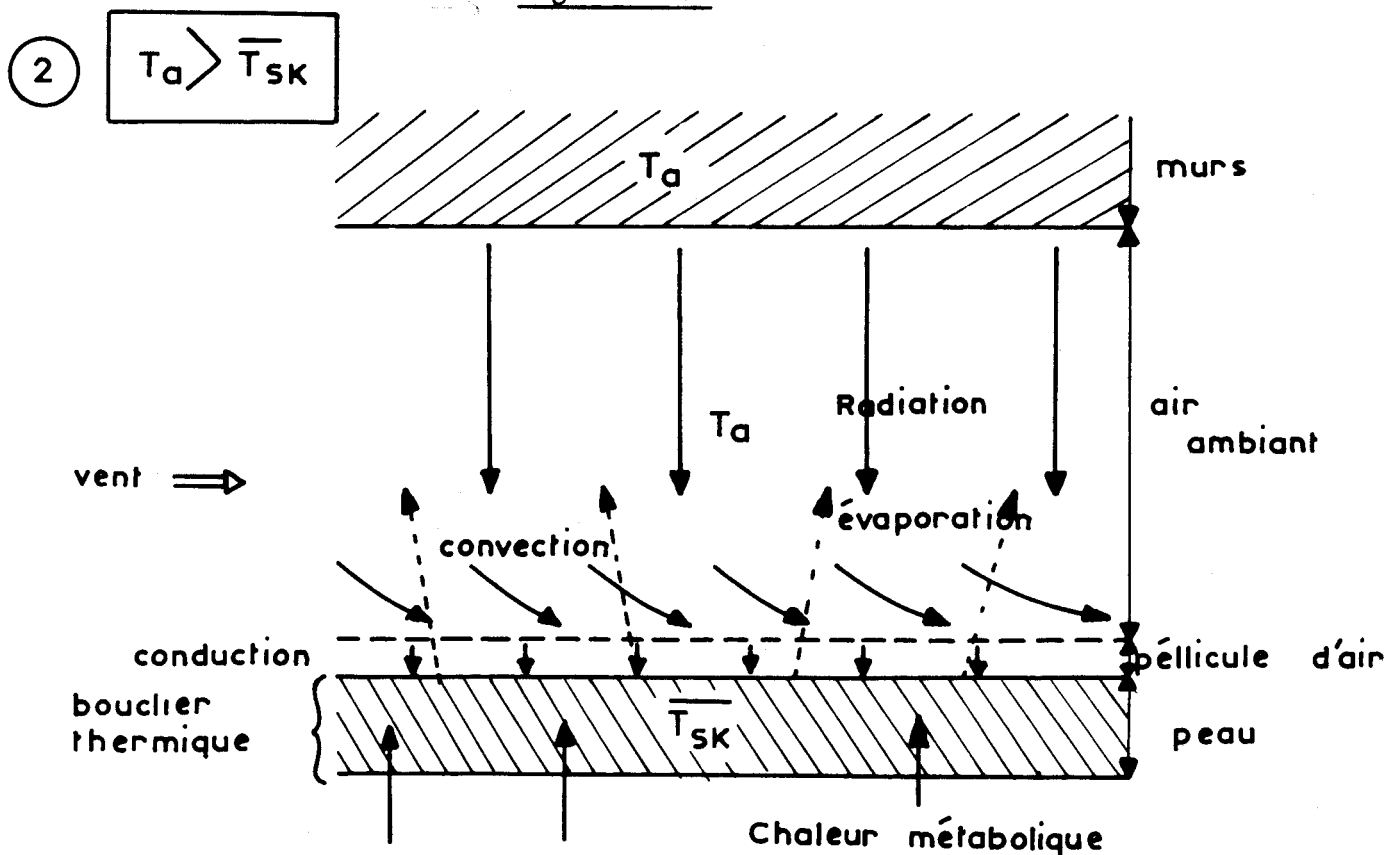


Figure I. 4.

CHAPITRE II

ETAT ACTUEL DU PROBLEME

II.1 - INTRODUCTION

Deux courants différents se dégagent des recherches actuelles sur la thermorégulation.

Une première lignée de chercheurs, en partant du phénomène physique, a étudié la variation au cours du temps des grandeurs physiologiques intervenant dans la thermorégulation, pour tenter de découvrir le principe du fonctionnement du système thermorégulateur.

Une autre tendance, au contraire, a tenté d'en établir un modèle mathématique. Les auteurs ont essayé, en simulant sur calculateur les phénomènes régis par les équations de la thermodynamique, de retrouver le comportement des grandeurs physiques étudiées préalablement par d'autres auteurs. Avant de donner des détails sur ces deux tendances, nous présenterons un bref aperçu historique sur la thermorégulation, suivi d'un résumé des travaux antérieurs dont le rôle a été de déterminer les différents facteurs intervenant dans le système.

II.2 - APERCU HISTORIQUE

C'est seulement au cours de la seconde moitié du XIX^{ème} siècle, que commencent les recherches expérimentales consacrées à la physiologie de la sudation, époque qui coïncide avec la découverte des nerfs sudoraux. Cependant SANCTORIUS (1614), avait le premier mis en évidence par la pesée le fait que, pour une température ambiante quelconque, l'homme perd de l'eau et voit son poids diminuer, sans faire encore de rapprochement avec la régulation de la température. L'hypothèse d'une relation entre la sécrétion sudorale et le maintien d'une température corporelle constante a été faite pour la première fois par Benjamin FRANKLIN (18^{ème} siècle), tandis que le rôle relatif et d'ailleurs présumé de la vaso-constriction cutanée a été reconnu par Claude BERNARD. La première étape importante sur les mécanismes de perte de chaleur date de FREDERICQ (1882).

Dès 1934, on trouve chez KUNO une monographie des différents aspects structuraux et fonctionnels de l'appareil sudoral. Les recherches avaient souvent été faites dans deux directions différentes : recherche des mécanismes thermoré-

gulateurs et des centres nerveux thermorégulateurs, et par ailleurs, étude de la fonction sudorale comme phénomène indépendant, tels KUNO, LEMAIRE (1956). Le mécanisme biologique c'est-à-dire principalement le rôle des centres nerveux de contrôle est quant à lui de connaissance moins récente (début du XXème siècle). Chez RANDALL (1953), après une importante étude sur la sudation propre, on trouve un paragraphe sur la "sudation thermorégulatrice". Les travaux de HARDY et coll. appartiennent au premier groupe de recherches ; la sudation étant considérée comme moyen d'échanges thermiques. On trouve par exemple, en 1938 chez HARDY et SODERSTROM, une étude quantitative sur la perte de chaleur du sujet nu, et sur le flux sanguin périphérique pour des températures comprises entre 22°C et 35°C.

Après ces premiers travaux, les auteurs ont eu une vue plus synthétique du système thermorégulateur et ont cherché à connaître le rôle joué par tous ses éléments.

Le rôle thermorégulateur de la sudation étant déjà connu, il restait à déterminer le centre de commande, le but de cette sudation ainsi que les autres éléments de la régulation.

Des expériences portant en particulier sur la lésion des parties antérieures et postérieures de l'hypothalamus, ont permis de connaître l'emplacement du "thermostat" (13), thermostat qui aurait pour but de maintenir la température centrale à un niveau à peu près constant de 37°C. (valeur communément admise). Cette définition classique de l'homéothermie laissait pourtant des questions sans réponse. Beaucoup d'auteurs (30), se sont en effet posés le problème de savoir pourquoi et comment cette température centrale était maintenue à 37°C. Se demander pourquoi la température centrale garde un niveau constant amène aussi à se demander si la conservation de ce niveau représente un but pour l'homéothermie ou si elle est une conséquence d'autres phénomènes. Nous verrons par la suite comment on peut envisager une solution à ce problème. Pour répondre à la seconde question, certains avaient avancé une hypothèse (10) : toute régulation se faisant par rapport à une consigne, il doit exister une température centrale de référence (set point), valeur de référence donnée parfois avec une précision étonnante (1). Mais des résultats expérimentaux ultérieurs ont mis cette théorie en difficulté ; la température centrale ne revient pas à sa valeur initiale lorsque le sujet est soumis à une charge thermique interne ou externe (3) ; le déclenchement de la sudation ne se produit pas pour une valeur constante de la température centrale, mais varie suivant les divers moments de la journée, il ne se produit pas non plus pour une élévation constante de cette température. Pour expliquer ces phénomènes en conservant l'hypothèse d'une température centrale de référence, il a été supposé

que cette référence pouvait varier, l'hypothèse ne pouvant être effectivement vérifiée car l'existence d'une température de référence n'a jamais pu être mise en évidence. Cette idée n'a pourtant pas été abandonnée, et dans une publication récente, les auteurs (23) affirment que l'exercice diminue la température centrale de référence, celle-ci étant plus basse pour une température cutanée élevée (33°C à 35°C), que pour une température cutanée plus faible (30°C à 31°C).

Un autre problème a été de connaître le rôle à attribuer à la température cutanée. Pour certains elle ne joue aucun rôle (1), pour d'autres un rôle peu important (29). Il a été noté (23), par ailleurs, que le régulateur hypothalamique reçoit des signaux proportionnels aux variations de température du cerveau et à la moyenne pondérée des températures cutanées. La difficulté d'isoler un facteur sans perturber d'autres grandeurs physiologiques et ainsi fausser les résultats, a donné naissance à ces diverses hypothèses. Une étude un peu approfondie fait apparaître le rôle de bouclier thermique de la peau. Au niveau de celle-ci, la chaleur interne peut être évacuée, et pour ce faire, sa température moyenne doit rester constamment inférieure à la température centrale. Le régulateur doit alors être informé de la valeur de la température cutanée moyenne ou du gradient thermique existant entre le centre et la périphérie (4). Il apparaît donc difficile de négliger le rôle de la peau dans l'étude de la thermorégulation.

L'étude de l'évacuation de la chaleur au niveau de la peau introduit directement le problème de la vaso-dilatation cutanée. Elle est aussi commandée par le centre hypothalamique. Il y a en fait toujours vaso-dilatation à la chaleur, mais elle ne joue en faveur de la régulation que lorsque $\bar{T}_{sk}$ est supérieure à T_a . Il est difficile d'apprécier son importance qui, très faible lorsque l'évaporation est possible, acquiert une importance beaucoup plus grande en ambiance humide (toujours lorsque $\bar{T}_{sk} > T_a$) (29).

L'étape suivante des recherches a consisté à élaborer, à partir des éléments obtenus une équation mathématique.

II.3 - ELABORATION DE MODELES MATHÉMATIQUES

Tous les modèles qui vont être étudiés maintenant sont basés sur les théories de la thermodynamique. Selon les cas, ils représentent le comportement d'une seule partie ou du corps tout entier, ceci en régime transitoire ou en régime permanent. Certains modèles plus élaborés comprennent le système thermique et les facteurs de la régulation thermique externe.

Les lignes qui vont suivre concerneront les modèles les plus élaborés. Tous les travaux effectués ont pour point de départ identique, l'équation (1) :

$$(1) \quad C_p \frac{\partial T}{\partial t} = K \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + M - R - E$$

où :

M représente la chaleur métabolique par unité de volume

E l'évaporation

R les échanges de chaleur par radiation avec l'environnement.

T la température des tissus

x la distance à partir de la surface de la peau

C_p la chaleur spécifique des tissus

t le temps

K la conductivité thermique

Cette équation représente le bilan thermique du corps avec la condition aux limites :

$$(2) \quad -K \left(\frac{dT}{dr} \right)_{r=a} = H (T - T_e)$$

H étant le coefficient de transfert de chaleur effective à la surface du corps.

L'équation (2) signifiant que la chaleur transmise à la périphérie est égale à celle transmise de la périphérie à l'ambiance.

Les grandeurs intervenant dans l'équation (1), sont toutes des fonctions d'une ou de plusieurs variables dont les températures : ambiante (T_e), des tissus (T), ou du corps (T_s). Or, si tous les auteurs s'accordent pour l'expression mathématique de $R(T, T_e)$, il n'en est pas de même pour celle de E. En effet, ce phénomène de transfert de chaleur par évaporation est complexe et dépend d'un grand nombre de paramètres (14).

Pour certains (17),

$$(3) \quad E = K_e A_e (VP_s - VP_a)$$

où :

K_e est le coefficient d'échange de chaleur par évaporation

A_e l'aire effective du corps où il y a évaporation

VP_s la pression partielle de vapeur d'eau au niveau de la peau

VP_a la pression partielle de vapeur d'eau au niveau de l'ambiance

VP_s étant définie empiriquement par la formule : $VP_s = 2.5 T_s - 45$

Pour d'autres (17)

$$(4) \quad E = 0,16 \times 10^{-4} (T_s - (T_e - (1-R_h) VP_a/2,2))$$

R_h étant l'humidité relative de l'air ambiant

T_e la température ambiante

et T_s la température du corps (noyau + enveloppe)

Le problème est de savoir si on peut donner une expression mathématique de l'évaporation lorsque celle-ci est inférieure au pouvoir évaporatoire de l'ambiance E_o .

En effet lorsque E_o est supérieur aux besoins du corps, l'évaporation effective ne sera pas E_o (déterminé par les conditions physiques de l'ambiance) mais E , fonction des besoins physiologiques de l'organisme. E serait alors indépendant de VP_a , VP_s etc.. On constate d'ailleurs que les auteurs qui ont essayé d'avancer une formule ne sont pas d'accord à ce sujet.

D'autre part, l'équation aux dérivées partielles (1) étant non-linéaire, sa résolution demande une simplification. C'est pourquoi il a été fait des approximations par paliers, le corps étant divisé en cylindres concentriques. Généralement ils sont au nombre de trois, mais ils peuvent être plus nombreux, la solution idéale étant de considérer un nombre infini de paliers (Fig. II.1). Le corps lui-même est représenté par un ou plusieurs cylindres, avec éventuellement des échanges entre ces cylindres (Fig. II.2, et Fig.II.3.).

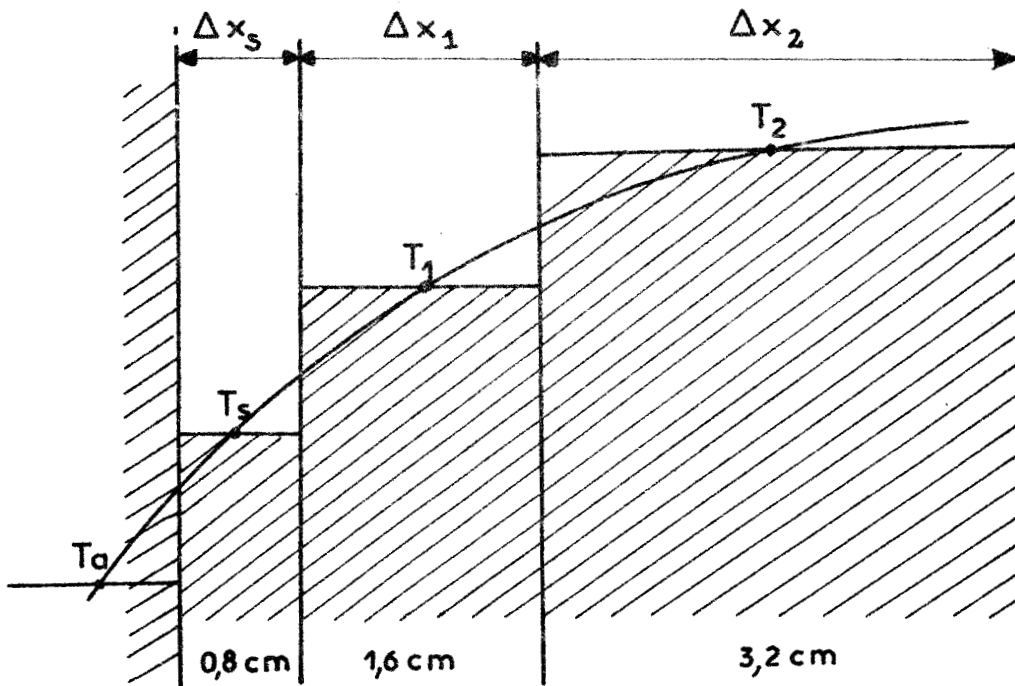
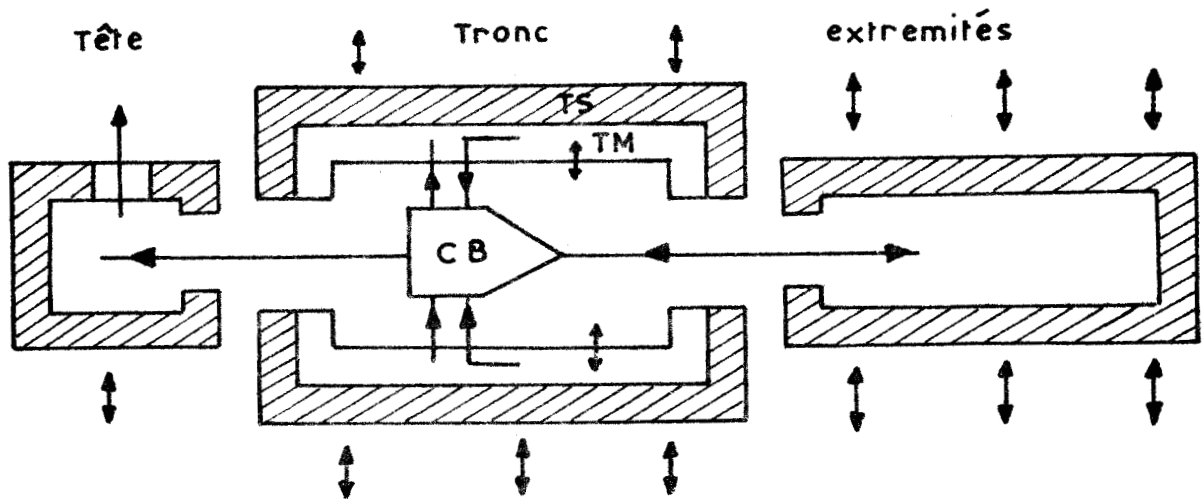


Fig.II.1 : Approximation par paliers



Echanges avec l'entourage

Modele avec 3 cylindres et 3 paliers

Fig.II.2. Représentation cylindrique du corps

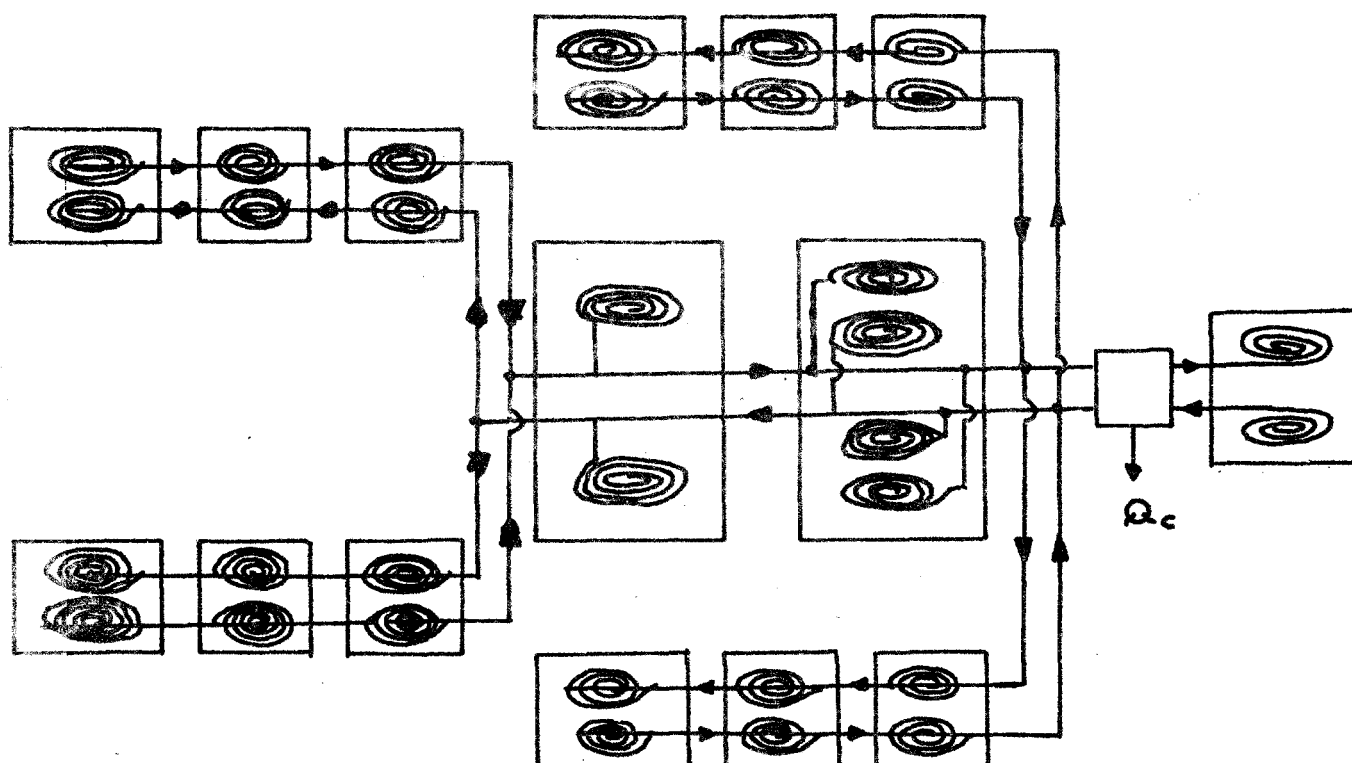


Fig.II.3. Représentation cylindrique du corps
échanges entre les cylindres (éléments
thermiques et circulatoires)

Un grand nombre de modèles ont été réalisés selon ce schéma (17), et sont tous basés sur la même idée directrice. Leur complexité croît avec le nombre de paliers d'intégration envisagé. Les résultats sont en général valables pour représenter les variations des températures (centrale et cutanée), mais les courbes de débit sudoral sont peu précises ou font défaut. La plus grande approximation porte en effet sur cette grandeur qui est, à notre avis primordiale dans la thermorégulation.

Les travaux que nous allons présenter maintenant ont porté essentiellement sur le débit sudoral.

II.4 - PREMIERE ETUDE EXPERIMENTALE DU DEBIT SUDORAL

L'apport de ces études par rapport à ce qui précède, est de considérer le problème sous un aspect différent.

Les équations mathématiques représentatives de l'évolution du débit sudoral, n'ayant pas donné de résultats satisfaisants, les auteurs (4) ont

réalisé, pour obtenir des renseignements supplémentaires sur l'évaporation, une identification de ce phénomène qui demeure le seul facteur de déperdition lorsque le corps ne peut plus évacuer de chaleur par convection et radiation. Dans un premier temps, ils se sont attachés à la forme de la réponse sudorale à un stimulus donné.

Pour cela, le dispositif expérimental est le même que celui que nous allons décrire au chapitre III.

Les sujets allongés sur un lit métallique solidaire d'une balance de précision, ont été soumis à une augmentation brutale de charge thermique ambiante convective. La température au départ est de 30°C, et le sujet est au repos de façon à limiter l'apport de chaleur interne au métabolisme de base.

Les auteurs ont donc étudié la perte de poids, représentative de la perte d'eau du sujet (courbe intégrale du débit sudoral).

II.4.1. Etude de la perte de poids

La perte de poids par unité de temps, pendant la période de repos en ambiance thermique neutre, est faible et constante pour un sujet donné, mais variable selon les sujets. Elle a été attribuée à la perspiration insensible. Son amplitude a été trouvée nettement plus élevée chez certains des sujets.

nombre de sujets	perspiration en attente W/m ²
10	10,5
3	19

Les réponses à l'augmentation brutale de température ambiante, considérée comme une perturbation en échelon carré, ont pu être classées en deux groupes A et B, chacun des sujets ayant toujours un comportement identique.

Dans le groupe A, les réponses présentent un temps de latence dans le déclenchement de la sudation. Dès après l'augmentation de température on constate un très léger accroissement de la perte de poids, attribué à une variation de la perspiration insensible. Cette variation serait due à l'augmentation de la

pression de vapeur d'eau cutanée sous l'influence de l'élévation de la température de la peau. Puis après un délai parfois important (15 à 20 mn), le débit sudoral (c'est-à-dire l'évaporation), augmente de façon exponentielle (6).

Dans le groupe B, les sujets ne présentent apparemment pas de temps de latence dans le déclenchement du débit sudoral qui a lieu presque immédiatement après l'augmentation de charge thermique ambiante (Fig. II.4.).

II.4.2. Premiers résultats

L'étude du débit sudoral par l'intermédiaire de la courbe de perte de poids du sujet, permet de faire des remarques sur le plan physiologique :

- Pour les sujets de type A, il a été trouvé une corrélation entre l'augmentation de la température centrale et l'augmentation du débit sudoral, tandis qu'aucune relation n'apparaît entre la variation de ce dernier et la température cutanée moyenne $\bar{T}_{sk}$. Ceci ferait penser à une commande essentiellement centrale des mécanismes de perte de chaleur ; le déclenchement du débit sudoral étant plus lié à la variation de T_{co} , qu'à sa valeur absolue.
- Il ne faut pas pour autant nier le rôle de la peau ; c'est à son niveau que la chaleur métabolique peut s'écouler
- Il existe une relation entre le délai de mise en jeu de la sudation d'une part, et le flux de chaleur extérieur d'autre part.

Le calcul du stockage moyen, c'est-à-dire la quantité de chaleur qui peut être emmagasinée par l'organisme, a été effectué par les auteurs de deux façons différentes :

1°) Par la loi de Newton : $\Delta S = (mC/A) \Delta T_{co}$ en W/m^2
avec C la chaleur spécifique de l'organisme humain en $W/kg.^{\circ}C$.

A la surface corporelle du sujet en m^2

ΔT_{co} la variation de température centrale en $^{\circ}C$

m le poids du noyau en kg

et ΔS le stockage

2°) En faisant le bilan thermique du système : $M - (C+R) - E = \Delta S$

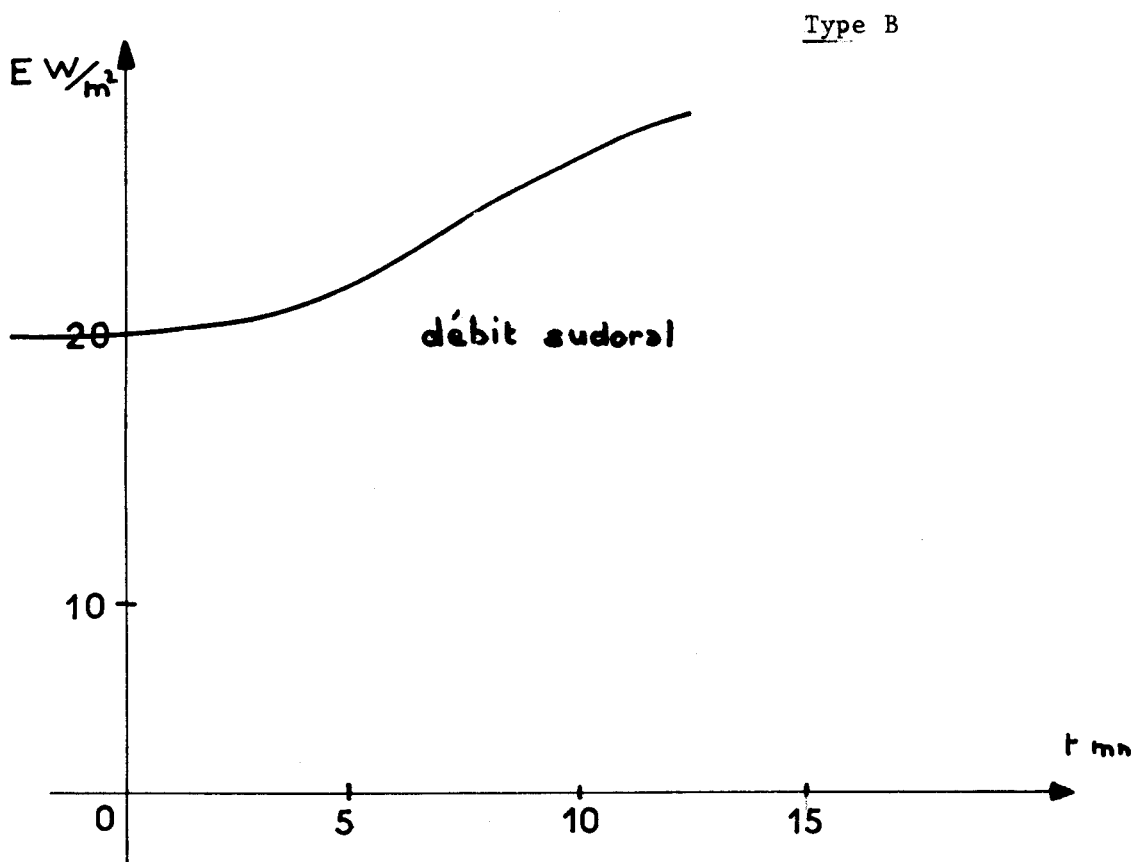
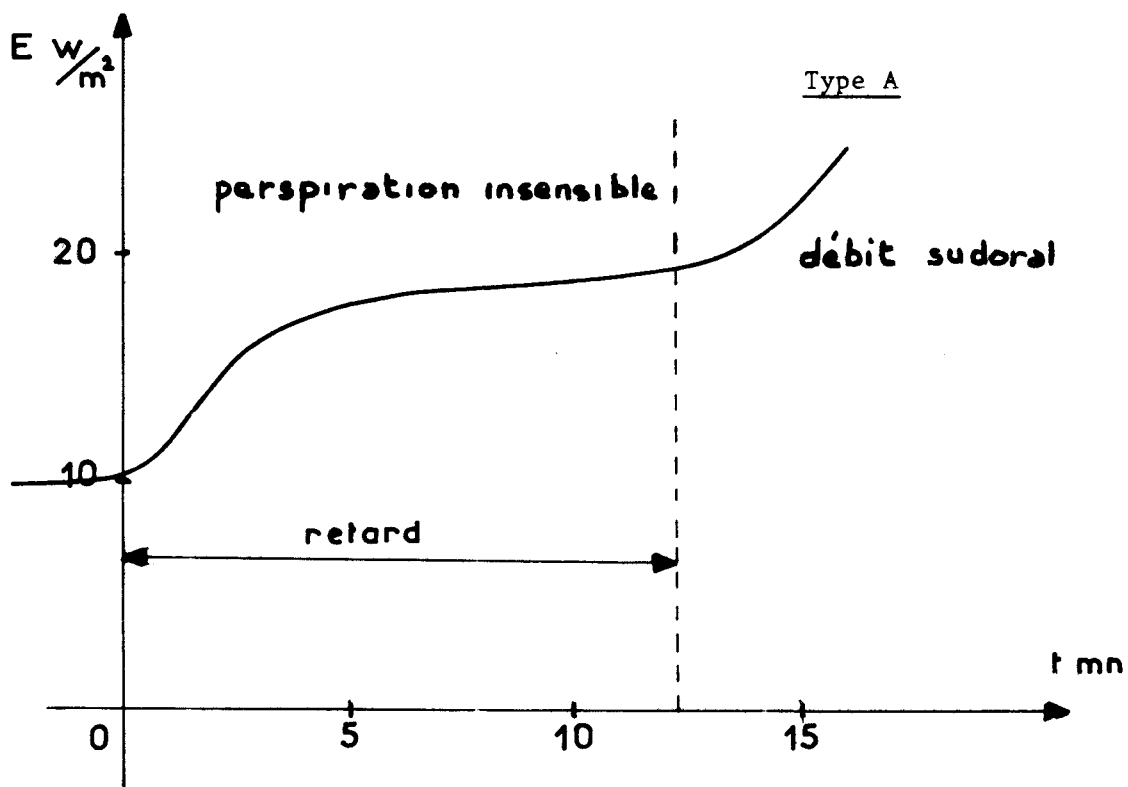


Figure II. 4. Déclenchement de la sudation - Type A et Type B.

Les résultats obtenus par la seconde méthode, bien que plus dispersés, sont en accord avec ceux obtenus par la première méthode et donnent des valeurs de 126 KJ/m^2 , avec une dispersion de $\pm 16 \text{ KJ/m}^2$.

L'étude de la variation de la température cutanée moyenne $\bar{T}_{sk}$, fournit elle aussi des indications physiologiques :

Selon les auteurs, lors de l'augmentation brutale de température ambiante, on assiste à la diminution, puis à l'inversion du gradient $T_{co} - \bar{T}_{sk}$ (Fig.II.5) ; la chaleur centrale ne pouvant s'écouler, élève la température de la périphérie, augmentant ainsi le volume accordé au noyau (par augmentation du coefficient de convection sanguine (vasodilatation), et par conduction).

Dans un premier temps, T_{co} ne varie pas ou peu. La chaleur métabolique qui n'est pas évacuée servant à porter à la température du noyau, une partie des couches sous cutanées en contact avec lui (le noyau se dilate), puis de la chaleur métabolique continuant à être produite, il en résulte une augmentation de T_{co} qui va semble-t-il mettre en jeu les mécanismes sudoraux. Le rôle joué par $\bar{T}_{sk}$ dans la régulation apparaissant alors moins important.

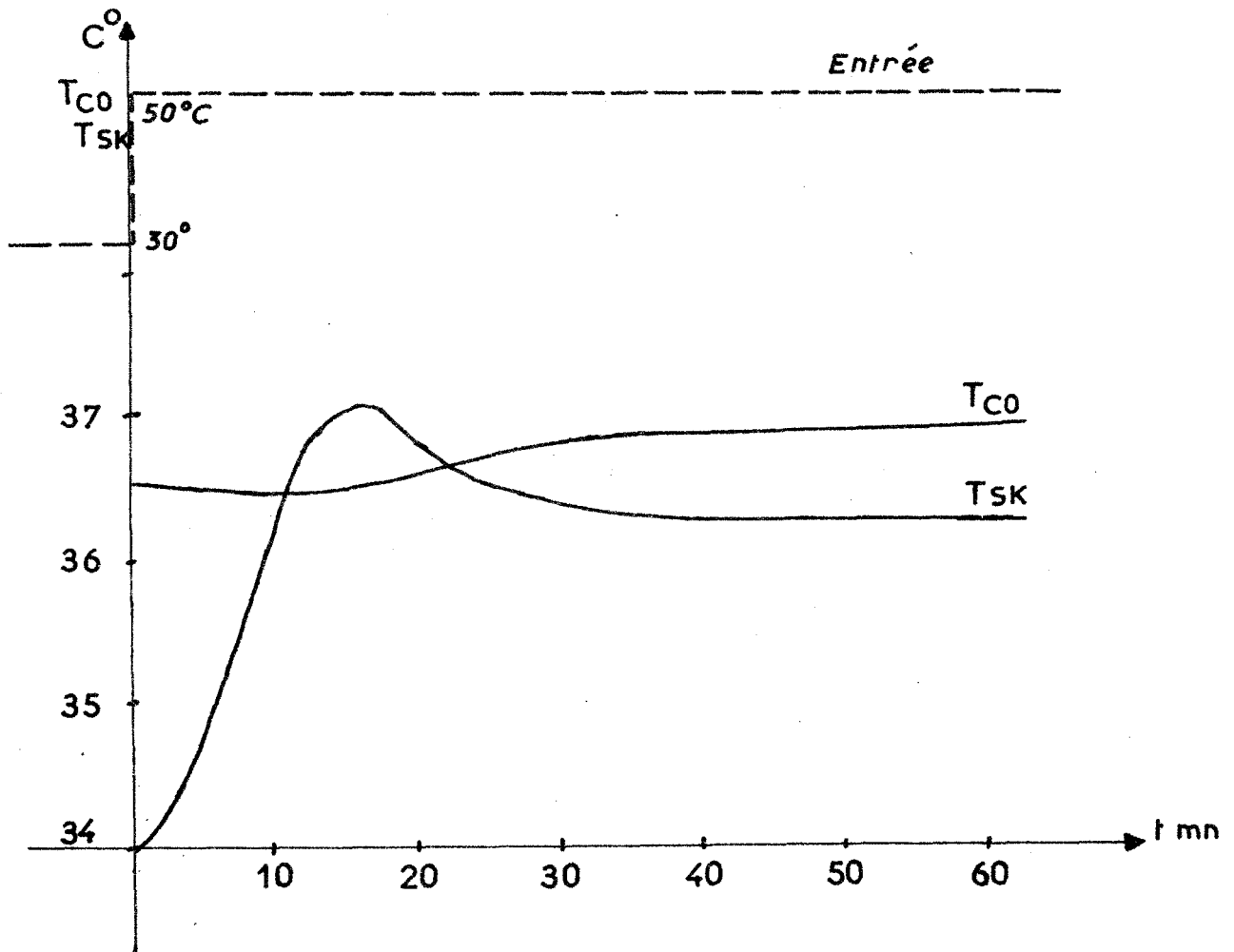


Fig.II.5. Variation des température centrale et cutanée

II.4.3. Conclusion de ces travaux

Nous pouvons noter en résumé :

- La mise en évidence de deux types de réponses A et B, le niveau d'évaporation (attribué à la perspiration insensible) étant plus élevé au repos chez les sujets de type B ne présentant pas de retard à la sudation.
- La détermination d'une simultanéité entre l'apparition de la sudation et l'augmentation de T_{co} .
- l'hypothèse d'une commande principalement centrale des mécanismes de perte de chaleur, liée à la variation de T_{co} .
- l'existence d'une relation entre le déclenchement de la sudation et la charge thermique emmagasinée.
- le rôle joué par la vaso-dilatation, lorsque $\overline{T}_{sk} > T_a$; (rôle particulier qui ne se place pas sur le même plan que l'évaporation).

II.5 - CONCLUSION

Nous avons donné ici un aperçu de l'état actuel des recherches. La notion de modèle physiologique est une notion récente et qui, adaptée à l'étude de l'homme offre une grande complexité. De ce fait, une première approche consiste à dégager les notions les plus simples permettant d'élaborer une première équation mathématique. C'est vers ce but que vont être dirigés les expériences et les résultats présentés dans le chapitre suivant. Les expériences vont porter principalement sur le débit sudoral, faisant suite ainsi aux travaux du paragraphe 4.

CHAPITRE III

DISPOSITIF EXPERIMENTAL

III.1 - INTRODUCTION

Le but de notre travail est d'élaborer un modèle du système thermorégulateur. Pour améliorer notre connaissance des phénomènes, nous avons changé la forme des perturbations. Les sujets sont soumis à une variation linéaire de charge thermique radiante externe dont la vitesse est comprise entre $1,45 \text{ W/m}^2 \cdot \text{mn}$ et $17 \text{ W/m}^2 \cdot \text{mn}$. Nous choisirons dans un premier temps une vitesse de $6,9 \text{ W/m}^2 \cdot \text{mn}$, ce qui correspond à une montée de charge en $12,5 \text{ mn}$.

L'homéothermie est en fait une notion ambiguë, qui met en parallèle deux notions physiquement distinctes (bien que dépendantes) : d'une part, l'homéotherme règle sa température centrale, ce qui introduit la notion de température centrale de référence qui n'a jusqu'à présent pas été mise en évidence, et fonctionne en régulateur ; d'autre part, il cherche à éliminer la chaleur qui lui est fournie ; l'entrée du système est la variation de charge thermique (interne ou externe), la sortie étant la déperdition de chaleur (selon les cas, radiation, convection, évaporation) le système fonctionnant alors en asservissement. La première notion est celle sur laquelle se sont appuyés les auteurs précédemment cités. L'autre notion ne fait intervenir que des quantités de chaleur ; l'équation représentative de cette définition étant le bilan thermique instantané :

$$\text{III (1)} \quad M - (R_w + C) + R_t - E = 0$$

(les grandeurs étant exprimées en W/m^2).

III.2 - HYPOTHESE DE TRAVAIL

Le bilan (1) doit être équilibré à chaque instant lorsque le sujet est placé en régime permanent. En régime transitoire, un stockage instantané ϵ (écart), représente un retard dans la réponse du système.

En envisageant le problème sous un aspect différent, nous voulons éliminer l'incertitude due à l'existence de la température de référence dont nous avons parlé au chapitre précédent. Nous voulons aussi, pour l'instant éviter de par-

ler du rôle joué par la température centrale. Est-elle ou non la grandeur régulée de la thermorégulation ? Nous avons constaté, lors des expériences avec une entrée échelon que la température centrale ne reprend pas sa valeur initiale en régime permanent. Il persiste donc une erreur caractéristique de la régulation par action proportionnelle. Mais s'il n'y avait pas d'intégration dans la chaîne directe, l'erreur devrait être infinie lors d'une perturbation en vitesse (le gain étant différent de 1 puisqu'il y a une erreur de position), ce que nous n'avons pas constaté lors de nos expériences avec entrée en vitesse, (peut-être aussi du fait de l'imprécision des mesures).

Cette difficulté est éliminée si nous considérons l'équation^{III}(1) ; en effet le bilan thermique instantané peut aussi être représentatif de ce qui se passe chez le poïkilotherme qui laisse sa température centrale fluctuer avec la charge thermique fournie.

La différence fondamentale intervient au niveau des conditions finales ; en effet, supposons dans le cas de la thermorégulation au chaud, une perturbation sur R_t entre les instants t_1 et t_2 , M et $R_w + C$ restant constants :

L'intégrale de (1) entre t_1 et t_2 donne :

$$\text{II}(2) \quad M(t_2 - t_1) - (R_w + C)(t_2 - t_1) + \int_{t_1}^{t_2} R_t dt - \int_{t_1}^{t_2} E dt = S(t) \Big|_{t_1}^{t_2}$$

Chez un poïkilotherme, $S(t)$ sera une fonction croissante de t ; donc avec $t_1 < t_2 < t_3$ nous pourrions écrire :

$$\text{III}(3) \quad S(t_1, t_2) < S(t_2, t_3)$$

en notant : $S(t) \Big|_{t_1}^{t_2} = S(t_1, t_2)$ et $S(t) \Big|_{t_2}^{t_3} = S(t_2, t_3)$.

Pour un homéotherme, S possède une borne supérieure S_m . Ce qui donne :

$$\text{IV}(4) \quad S(t) \Big|_{t_1}^{t_2} = S(t_1, t_2) \quad \text{si} \quad S(t_1, t_2) < S_m$$

S_m étant le stockage admissible par l'organisme.

L'homéotherme serait donc un organisme capable de limiter son stockage thermique, l'augmentation de T_{co} apparaissant alors comme la conséquence de ce stockage :

$$\text{V}(5) \quad S(t_1, t_2) = mC_f A T_{co}$$

qui n'est autre que la loi de Newton (cf. page 20).

Il serait alors possible de concevoir que la température centrale n'est pas régulée mais fonctionne en boucle ouverte en réponse au stockage $S(t_1, t_2)$ selon la loi ^{III}(5).

Après avoir donné un aperçu du problème tel que nous avons l'intention de l'étudier, nous allons présenter le dispositif expérimental nécessaire pour entreprendre ce travail.

Dans le paragraphe suivant, nous allons présenter le dispositif expérimental dont nous avons disposé, pour juger de la validité de ces hypothèses. Il nous a été nécessaire d'apporter par la suite quelques modifications tendant à augmenter la précision des résultats.

III.3 -DISPOSITIF EXPERIMENTAL

III.3.1. Dispositif de mesure

Ce dispositif a été mis au point pour étudier la thermorégulation lors d'une augmentation de la charge thermique externe.

Les expériences ont été réalisées dans une chambre climatique (Fig. III.1) où l'air peut être maintenu à une température ambiante constante T_a avec une précision de $\pm 0,5^\circ\text{C}$.

Cette température sert de niveau de référence, niveau qu'il est possible de fixer, sa valeur est prise supérieure ou égale à la température T_a correspondant à la neutralité thermique, (environ 30°C pour un sujet nu, au repos) pour se limiter au problème de l'évacuation d'un excédent de chaleur.

L'apport de chaleur interne est limité au métabolisme basal M . En effet, le sujet est placé au repos, allongé sur un lit métallique à la température ambiante T_a , assez longtemps avant le début de l'expérience (1H minimum environ). Les conditions initiales sont alors constantes et stables pour tous les sujets. Le métabolisme basal est une constante et ne se modifie pas de façon appréciable lors de l'augmentation de la charge thermique ambiante (3). Il est pour un adulte jeune, de 42 w par m^2 de surface corporelle chez la femme, et de 46 par m^2 de surface corporelle chez l'homme.

Pour connaître tous les termes intervenant dans le bilan thermique (Ch.I (8)), il faut pouvoir mesurer les échanges de chaleur par conduction, convection, radiation, évaporation ; c'est-à-dire (Ch.I (7)) connaître à chaque instant la température cutanée moyenne $\bar{T}_{sk}$.

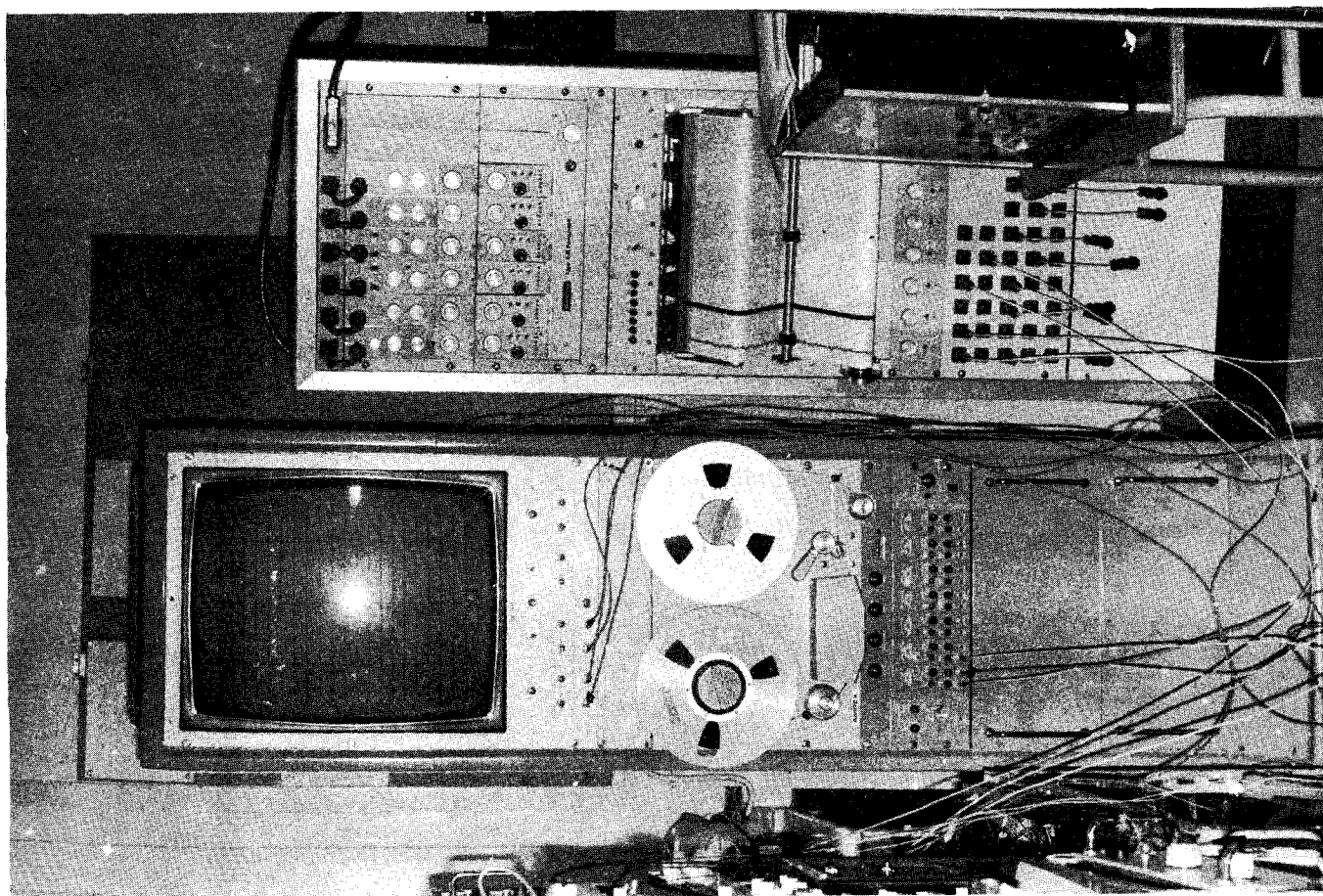
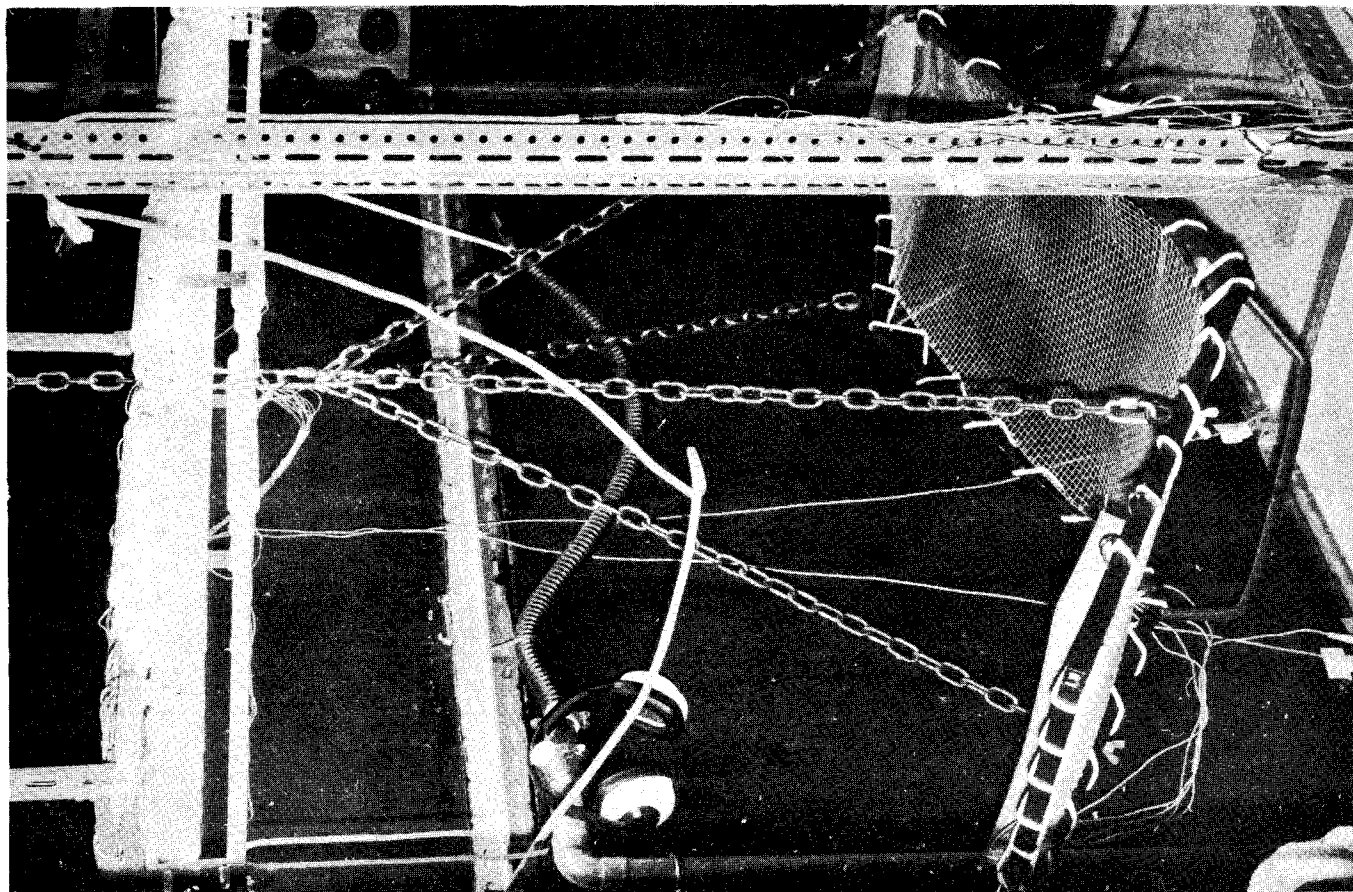


Figure III.1. Ensemble du dispositif expérimental

Les températures cutanées sont mesurées à l'aide de 10 thermocouples placés en plusieurs points du corps, analogues à ceux utilisés par ailleurs (4) (19). Ces thermocouples sont reliés à un enregistreur potentiométrique MECI à 12 voies, qui donne sur chaque voie toutes les 48 S, une valeur de la température (Fig. III.2.). Ces valeurs sont traitées sur calculatrice numérique EMD. Nous prenons une pondération de façon à obtenir la température cutanée moyenne $\bar{T}_{sk}$.

Les mesures ont toujours été faites sur le côté droit du sujet, bien qu'il n'y ait pas de différences selon le côté.

Les coefficients de pondération varient légèrement suivant les auteurs (19), nous avons choisi la répartition suivante :

Pied (milieu de la face dorsale).....	0,07
Jambe (partie médiane de la face externe).....	0,13
Cuisse (partie médiane de la face externe).....	0,19
Abdomen (ligne médiane entre l'ombilic et le pubis).....	0,12
Dos (région paravertébrale).....	0,12
Thorax (sous le mamelon).....	0,12
Main (partie médiane de la face dorsale).....	0,05
Avant-bras (partie médiane de la face externe).....	0,06
Bras (partie médiane de la face externe).....	0,08
Front (milieu).....	0,06

Les thermocouples utilisés sont des thermocouples Cuivre-Constantan ($43 \mu V/^{\circ}C$) dont une des extrémités est soudée sur une plaque de cuivre et appliquée sur la peau. Une rondelle de caoutchouc recouvre la plaque de cuivre pour réaliser l'isolement aux variations de charge thermique externe. Toutes les soudures de référence sont placées dans une enceinte constituée par une bouteille isolante remplie de sable à une température égale à la température ambiante extérieure à la chambre climatique. L'étalonnage des températures est réalisé sur le MECI, après chaque expérience, par comparaison avec une température connue mesurée par ailleurs avec précision.

D'autre part, un ventilateur est placé dans la chambre climatique de façon à augmenter la convection de l'air ambiant chauffé par les radiateurs et assure l'homogénéisation de T_a .

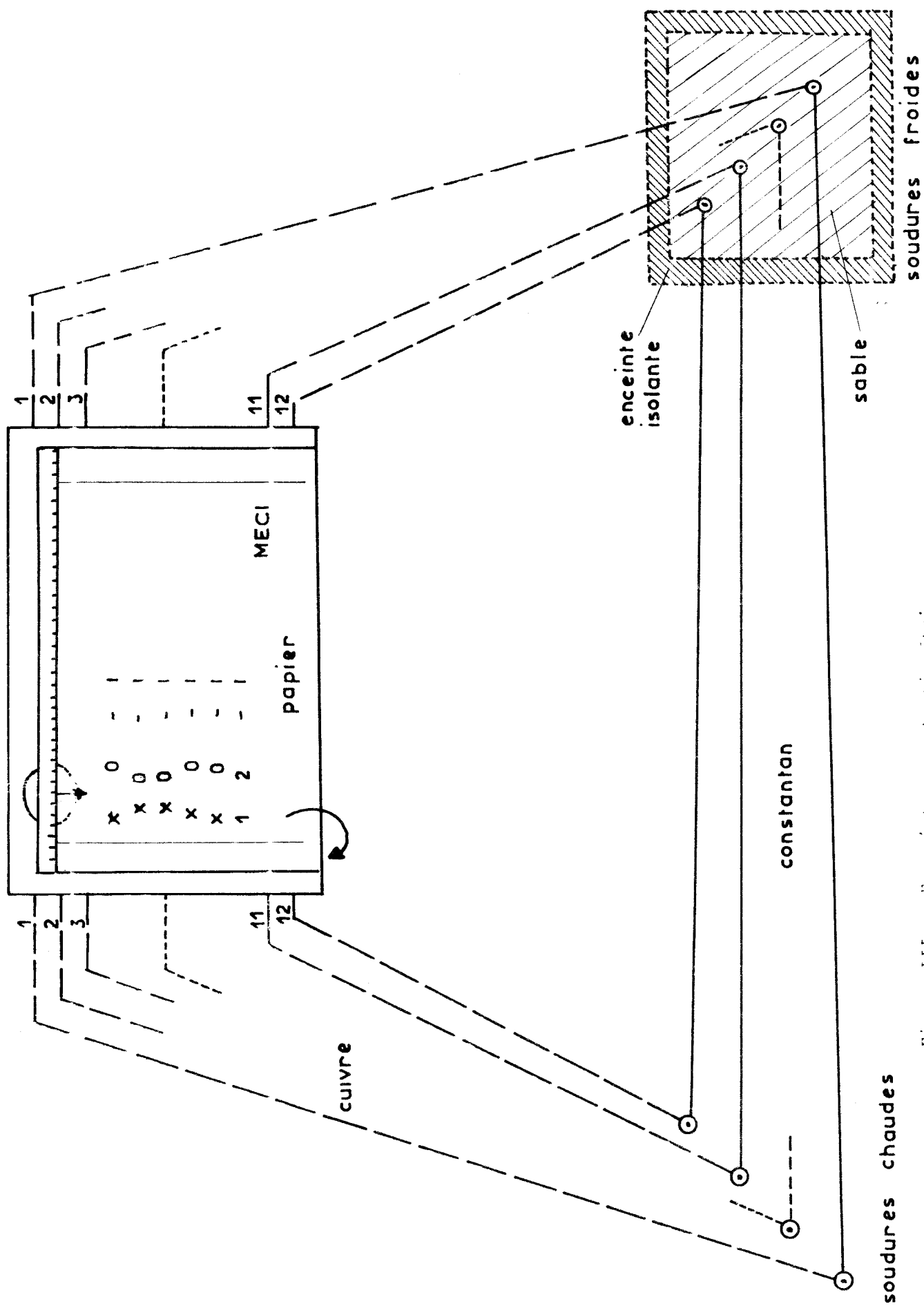


Figure III.2. Enregistreur potentiométrique.

La mesure de $\bar{T}_{sk}$ nous permet aussi de connaître les échanges de chaleur par radiation (Ch.I (4)) entre le corps et les objets qui l'entourent.

Un thermocouple placé dans le conduit auditif externe au contact du tympan et relié à l'enregistreur MECI, permet de connaître la variation de la température centrale T_{co} du sujet au cours de l'expérience (1). On sait que la température centrale peut être aussi mesurée au niveau du rectum ou de l'oesophage. Leurs valeurs absolues peuvent différer de 0,2 à 0,3°C, mais leur évolution et celles du tympan sont relativement synchrones (4).

Pour compléter le bilan thermique, nous devons pouvoir connaître la perte de chaleur instantanée par évaporation. Il faut tout d'abord vérifier que l'évaporation de la sueur arrivant au niveau de la peau pourra être totale, en mesurant le degré d'humidité de l'air ambiant. Dans les conditions normales d'expérience, la pression partielle de vapeur d'eau a été de l'ordre de 11 mm de Hg, valeur très suffisante pour assurer l'évaporation. Il est d'ailleurs possible de calculer le pouvoir évaporatoire de l'ambiance, E_0 à l'aide de la formule (I.6.). L'eau évaporée au niveau de la peau, en créant une déperdition de chaleur ($dQ = dmL$, par unité de temps ; si m est la masse d'eau évaporée et L la chaleur latente de vaporisation de l'eau), va entraîner une perte de poids m_T du sujet au cours de l'expérience telle que :

$$\int_0^H dH = L \int_0^m dm \text{ c'est-à-dire : } H = m_T L.$$

Lorsque l'évaporation est totale, la connaissance de la variation de poids du sujet pendant l'expérience, permet de connaître la variation de l'évaporation de la sueur au cours du temps. Le débit sudoral E étant alors égal à la vitesse d'évaporation. Pour ce faire, le lit métallique sur lequel est allongé le sujet est placé sur une balance de précision, dont la sensibilité est de 1g. (Fig.III.3.). Le fléau de celle-ci, animé d'un mouvement de balancement est équilibré à chaque instant par une variation de poids créé par une chaînette reliée à un moteur asservi (Fig.III.4.). Une aiguille, dont le déplacement est commandé par le moteur asservi permet d'enregistrer sur un cylindre, de façon continue, la variation de poids.

Le moteur asservi est un moteur asynchrone à deux sens de rotation. Un moteur identique, monté en parallèle sur ce dernier (Fig. III.5.), et dont l'axe est solidaire d'un potentiomètre hélicoïdal 10 tours, est placé à l'extérieur de la chambre climatique et réalise la conversion des variations de poids en une variation de tension aux bornes du potentiomètre. Le signal ainsi obtenu est enregistré sur bande magnétique, (enregistreur AMPEX à 7 voies), pour traitement ultérieur.

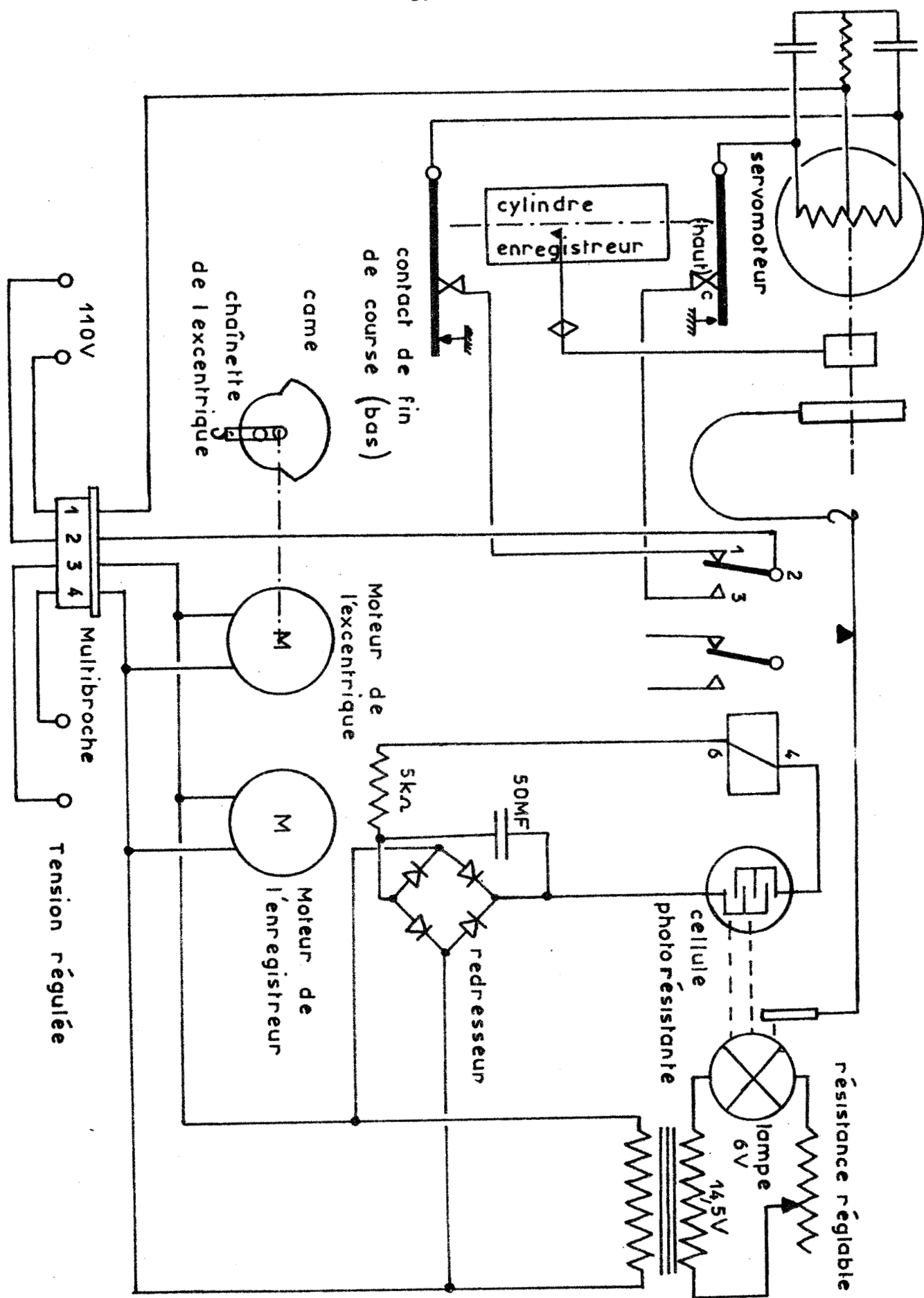


Figure III.3. Schéma de la régulation de la balance

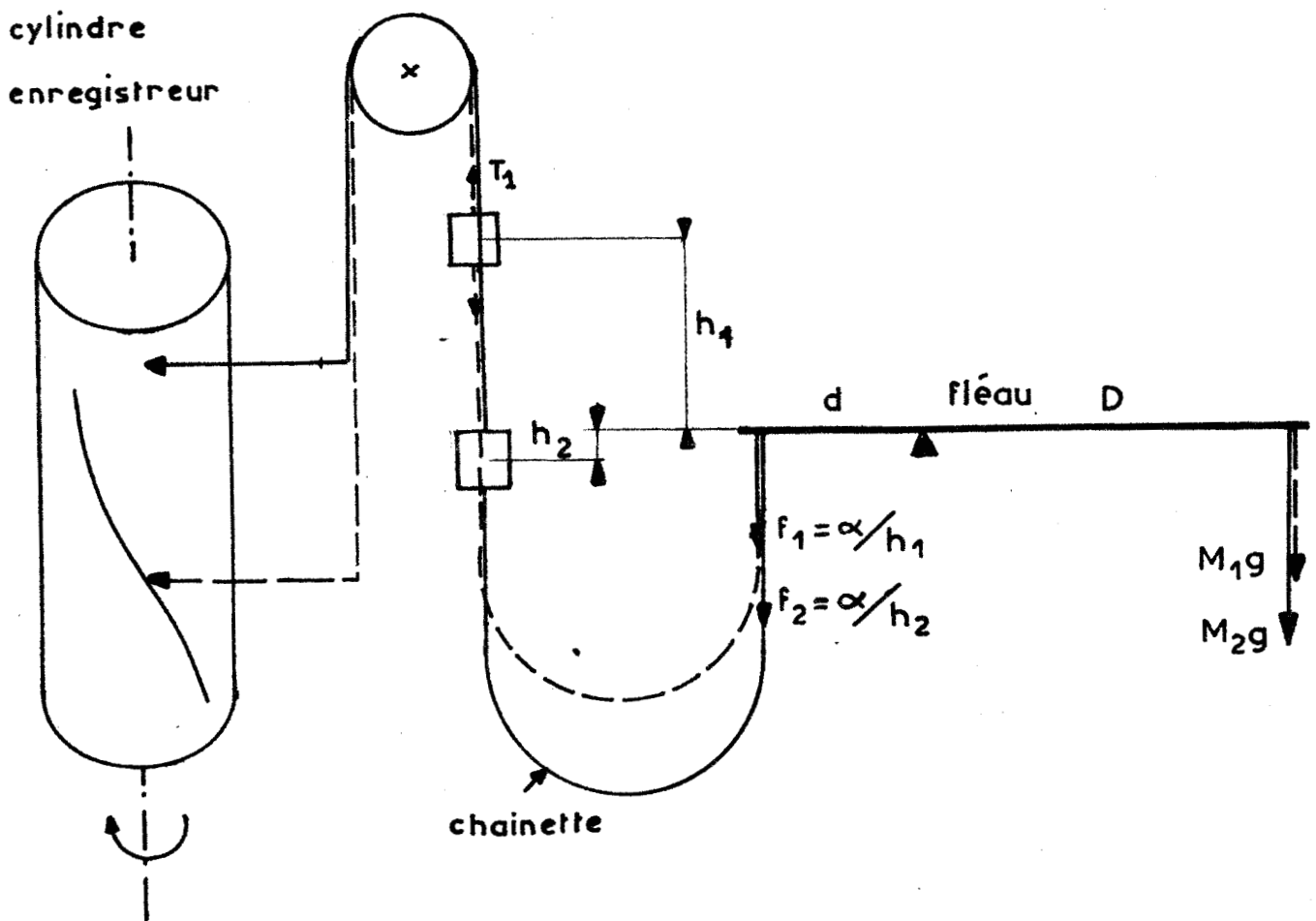


Figure III.4. Enregistrement de la perte de poids

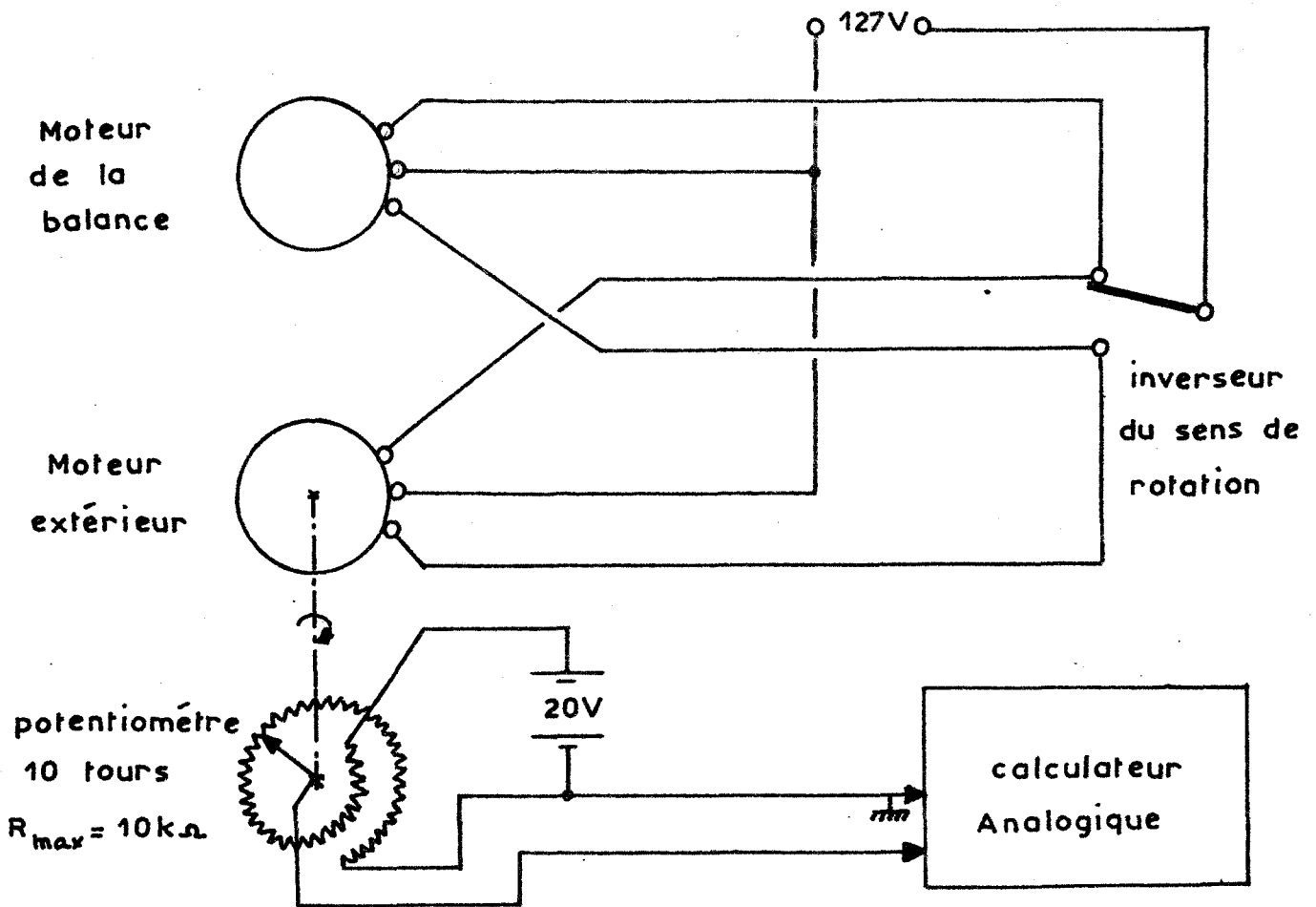


Figure III.5. Montage du moteur asynchrone et du potentiomètre 10 tours

III.3.2. Dispositif de variation de la charge thermique externe

Nous voulons pour étudier le système thermorégulateur, savoir comment il réagit à une perturbation de charge thermique externe. Pour réaliser cette perturbation, nous avons choisi de soumettre le corps à une variation de charge thermique radiante, car la chaleur fournie par un radiateur est plus directive et possède une inertie plus faible que la chaleur fournie par un convecteur.

La charge thermique radiante est produite par une source lumineuse à rayonnement infra-rouge, émettant des radiations dont les longueurs d'ondes sont comprises entre $0,8 \mu$ et $1,5 \mu$.

Ces longueurs d'ondes étant celles qui pénètrent le plus profondément dans les couches cutanées, comme l'indique le tableau ci-dessous :

Epaisseur de l'épider- me en mm.	λ en μ	Transmission en %
0,03	0,75 à 1,5 1,5 à 3	80 à 90 0
0,5	0,75 à 1,5 1,5 à 3	25
10	0,75 à 1 après	20

Pénétration du rayonnement infra-rouge dans les couches cutanées

Dans un premier temps, nous avons disposé au-dessus du sujet une rampe composée de quatre lampes de 250 Watts, à rayonnement infra-rouge, montées en parallèle et reliées à un variateur de tension (VARIAC). Des expériences ayant été faites précédemment sur la réponse du système thermorégulateur à un échelon carré de température ambiante (4), nous avons envisagé d'étudier la réponse du système à des entrées pente de charge thermique radiante. Le VARIAC étalonné à l'aide des courbes $P = f(V_1)$, P étant la puissance émise par les lampes, et V_1 la tension aux bornes des lampes, de façon à réaliser une variation linéaire de la puissance émise par les lampes, et piloté à la main, nous a permis de réaliser ces variations linéaires de charge thermique radiante. Mais les résultats obtenus avec ce dispositif manquant de précision, nous avons envisagé de le modifier.

III.4 - MODIFICATION DU DISPOSITIF EXPERIMENTAL

En utilisant le VARIAC, on change la courbe d'énergie spectrale des lampes (énergie émise en fonction de la longueur d'onde) en déplaçant son maximum, le rayonnement émis ne se trouvant plus dans les longueurs d'ondes intéressantes. La loi de variation étant donnée par :

$$(1) \quad B_3/4 \times \Delta V/V = -\Delta \lambda_m / \lambda_m$$

λ_m étant le maximum de la courbe d'énergie spectrale,
et B_3 un coefficient égal à 1,523.

Nous constatons que, lorsque les lampes sont sous voltées, le maximum de la courbe se déplace vers les grandes longueurs d'ondes.

D'autre part, le pilotage manuel présentait beaucoup trop d'imprécisions, une mauvaise reproductibilité, et nous limitait dans le choix des entrées possibles.

Pour remédier à ces défauts, nous avons remplacé les quatre lampes de 250 Watts par 40 tubes de 40 Watts, à rayonnement infra-rouge, chaque tube fonctionnant en "tout ou rien", donc à puissance maximum, le rayonnement émis étant celui souhaité.

Ces 40 tubes sont commandés par un programmeur à cames qui permet de réaliser des entrées de formes variables approchées par 40 paliers. Le programmeur est entraîné par un moteur à vitesse de rotation variable de 1 tour en 15 mn jusqu'à 1 tour en 1 mn, permettant éventuellement un balayage en fréquence. Trois moteurs auxiliaires de vitesse de rotation constante :

1 tour en 20 mn

1 tour en 30 mn

1 tour en 60 mn

sont de plus disponibles.

Ainsi les conditions expérimentales sont identiquement reproductibles.

Sous la rampe de tubes, à une distance constante, ont été disposés des thermocouples (Cu-Constantan) montés en parallèle, de façon à connaître la variation de la température de l'air chauffé par les tubes et arrivant sur le corps. Cette variation est enregistrée sur l'une des 7 voies d'un enregistreur BECKMANN. Il

est possible d'enregistrer simultanément sur cet appareil la perte de poids et la température tympanique (Fig.III.6.).

III.5 - CONCLUSION

Le dispositif ainsi modifié nous a permis de réaliser une série d'expériences. Pour être parfait, il sera nécessaire de l'améliorer, pour obtenir des résultats de plus en plus précis. C'est pourquoi, les tracés relevés à l'aide de ce dispositif ne nous permettront qu'une approche de la structure du système thermorégulateur. Les résultats que nous en déduirons devront être critiqués de façon à en connaître la validité.

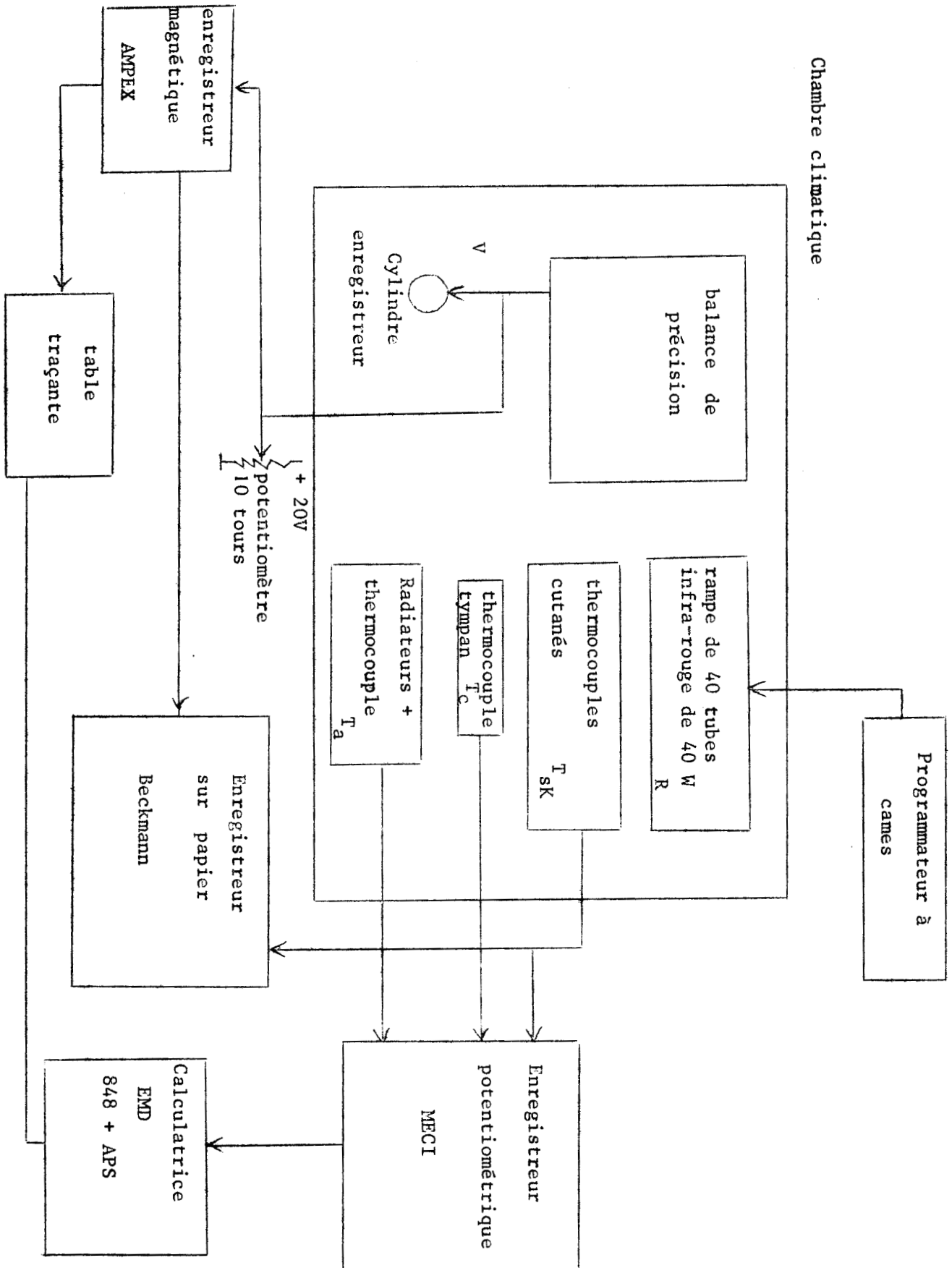


Figure III.6. Ensemble des capteurs -
Organes d'entrée et de Sortie

CHAPITRE IV

ETUDE DU DECLenchement DE LA SUDATION EN REPONSE A UNE VARIATION LINEAIRE DE CHARGE THERMIQUE RADIANTE EXTERNE

IV.1 - INTRODUCTION

En nous basant sur les résultats obtenus précédemment, et que nous avons décrits au chapitre II, nous allons essayer d'étendre le domaine d'investigation du fonctionnement du système thermorégulateur en soumettant le sujet à une variation linéaire de charge thermique externe. C'est dans ce but que nous avons réalisé les expériences qui vont suivre.

IV.2 - PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Les sujets ont été soumis à des variations linéaires de charge thermique externe selon le protocole décrit dans le Chapitre III : les sujets sont nus, allongés sur un lit métallique solidaire d'une balance de précision. 10 thermocouples sont répartis sur le corps pour mesurer la température cutanée, un thermocouple placé dans l'oreille au niveau du tympan, mesure la température centrale. L'attente est de 60 mn au moins, dans une ambiance thermique variable selon les sujets. Dans une première série d'expériences, la durée de la montée est de 12,5 mn. Nous avons calculé la charge thermique irradiée par les tubes chauffants en faisant le bilan thermique du système en régime permanent. Sachant que :

$$(1) \quad M - (R + C) - E = 0$$

Nous procédons ainsi car la mesure de la quantité de chaleur radiante en provenance des tubes est difficile à effectuer directement de même qu'il est difficile de connaître la portion exacte reçue par l'organisme. Aussi la méthode la plus simple est de se servir de l'organisme humain comme appareil de mesure. Dans les conditions expérimentales où on se place toute l'énergie reçue par le sujet sera, en régime permanent, perdue par évaporation.

Le terme R peut être décomposé en $R = -R_T + R_W$

si R_T est la charge thermique radiante des tubes exprimée en W/m^2
et R_W le rayonnement échangé entre le corps et les murs.

L'expression de $R_W + C$ a été vue précédemment (Ch.I.(7)), ce qui conduit à l'expression de R_T :

$$R_T = E - M + h (\bar{T}_{sk} - T_a)$$

Les résultats expérimentaux donnent :

(les résultats sont rapportés au m^2 de surface vraie sachant que la surface de radiation effective n'est que de 83 % de celle de la surface vraie (3)).

M	46	42
E	124,43	119,9
$R_W + C$	-7,5	-8,6
R_T	85,9 W/m^2	86,5 W/m^2

On a admis comme charge thermique surajoutée, la valeur moyenne : $R_T = 86 W/m^2$.

IV.3 - RESULTATS EXPERIMENTAUX

Les expériences ont porté sur 6 sujets différents : 2 du sexe masculin, 4 du sexe féminin. Plusieurs expériences ont été effectuées sur chaque sujet. On sait qu'il peut exister quelques différences intersexuelles, mais dans le domaine global des échanges physiques tel que celui qui nous occupe, les différences ne nous paraissent pas intervenir (les résultats sont homogènes).

Dans un premier temps nous avons supposé la neutralité thermique à $30^\circ C$ pour un sujet nu (5) (comme il est classiquement admis). Puis les premiers résultats nous ont donné des types de réponses différents (Fig.IV.1), que nous avons rapprochés des réponses obtenues lors d'une variation brutale de charge thermique ambiante (4) ; réponses qui avaient été classées en deux types A et B.

Nous avons été ainsi amenés à nous demander si la différence de comportement existant entre les sujets de type A et ceux de type B, était due à une différence de structure du système thermorégulateur, ou à une différence intervenant au niveau des paramètres physiologiques du sujet. En effet, nous avons pu faire les mêmes remarques à propos de résultats portant sur des sujets différents, réalisés à des époques différentes, et en des lieux différents. Dans les deux cas il est remarquable que :

- Chez les sujets ne présentant pas de temps de latence, le débit évaporatoire initial est plus important ; (10 W/m^2 chez les sujets A et 20 W/m^2 chez les sujets B). Nous avons alors pensé que le déclenchement de la sudation avait pu avoir lieu pendant l'attente en ambiance thermique à 30°C , en admettant que la neutralité thermique soit moins élevée chez ces sujets.
- Chez les sujets présentant un temps de latence, nous avons constaté un très léger accroissement de la perte de poids dès après l'augmentation de la température, accroissement correspondant au débit sudoral initial chez les sujets B.

En considérant ces résultats, nous avons élevé ou abaissé la température initiale suivant que le sujet présentait un temps de latence trop long ou trop faible par rapport à la moyenne, pour essayer de réaliser l'unicité des comportements. La neutralité thermique correspond en effet à une température ambiante pour laquelle l'organisme (en équilibre avec cette dernière) ne présente pas de sudation (celle-ci étant réduite à la perspiration insensible $\approx 10 \text{ W/m}^2$), le métabolisme (pour un sujet au repos) ayant sa valeur minimum (de base) ; (au-dessous de la neutralité thermique on constate une augmentation du métabolisme due au frisson thermique). On recherche donc la température ambiante pour laquelle on est en présence de ces phénomènes physiologiques. Il est alors constaté que cette température étant prise comme température ambiante initiale, tous les sujets présentent un retard à la sudation dont la durée t_E est analogue. En faisant varier, selon les sujets, les conditions initiales entre 28°C et 32°C , on obtient (sauf pour un cas qui se situe au delà de 32°C) un retard moyen t_E de 12,5 mn identique chez presque tous les sujets.

Les résultats sont présentés dans le tableau de la page suivante , nous avons relevé la valeur des paramètres :

T_a : température initiale exprimée en $^\circ\text{C}$

t_E : temps écoulé avant le déclenchement de la sudation en mn

E : débit sudoral avant le déclenchement de la sudation

Nous présentons maintenant un relevé de quelques tracés expérimentaux obtenus en faisant varier les conditions initiales (Fig. IV.2, IV.3.) pour permettre une étude comparative.

Avant de passer à l'analyse des résultats, nous allons discuter du crédit qu'il est possible de leur accorder.

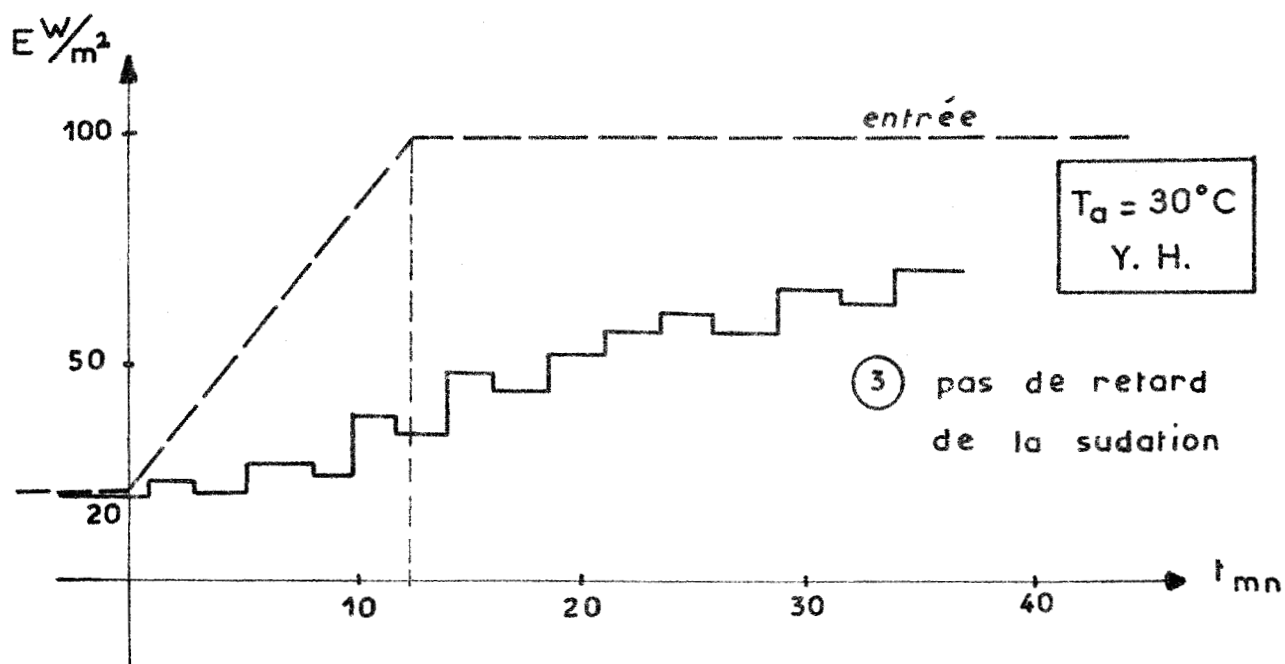
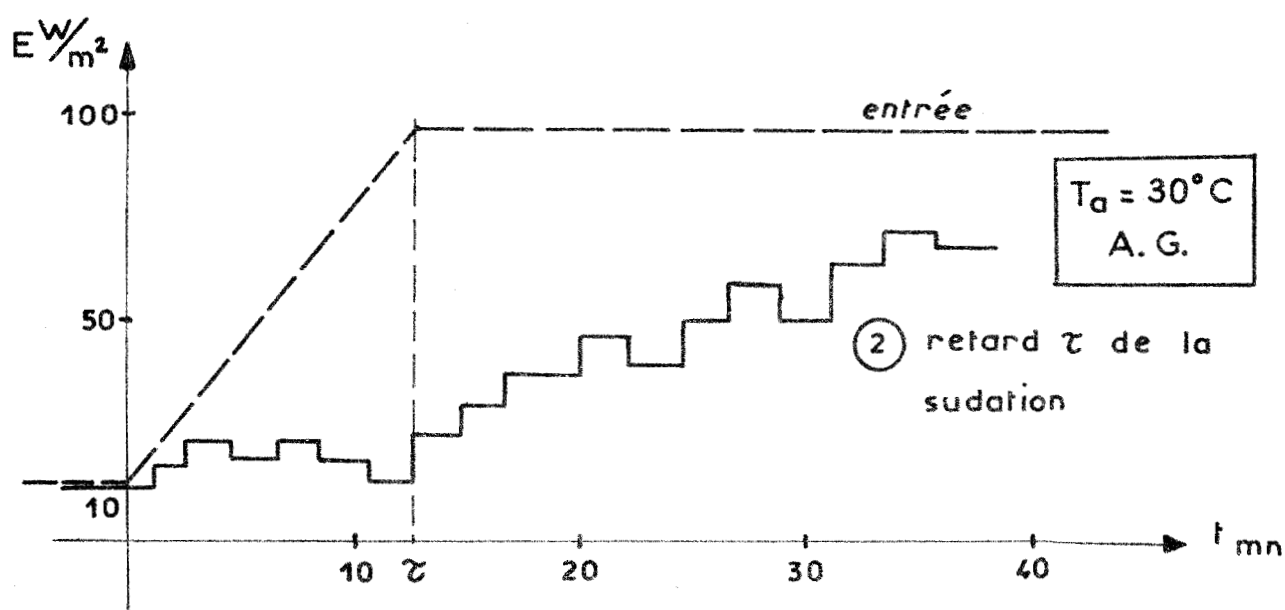
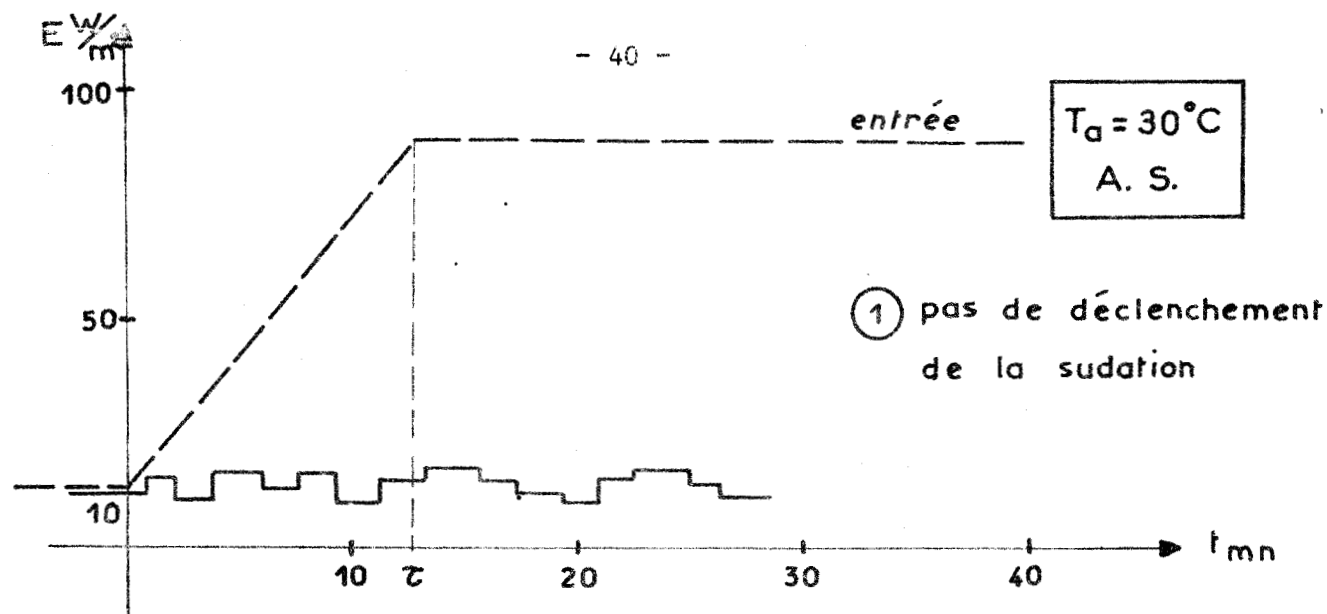


Figure IV.1. Différentes réponses à une entrée linéaire de charge thermique radiante

sujets	τ_{mn}	E_{w/m^2}	$T_{\circ C}$
A.G	12,5	20	30
A.G	12,5	25	30
C.L	pas de déclenchement	20	30
G.G	12,5	20	30
M.B	pas de déclenchement	12	30
A.S	pas de déclenchement	15	30
Y.H	12,5	17	28
Y.H	10	15	28
M.B	pas de déclenchement	20	31
M.B	pas de déclenchement	20	31
C.L	5	20	31
C.L	17,5	22	31
M.B	15	17,5	32
M.B	15	22	32
A.S	pas de déclenchement	15	32

Etude du déclenchement de la sudation

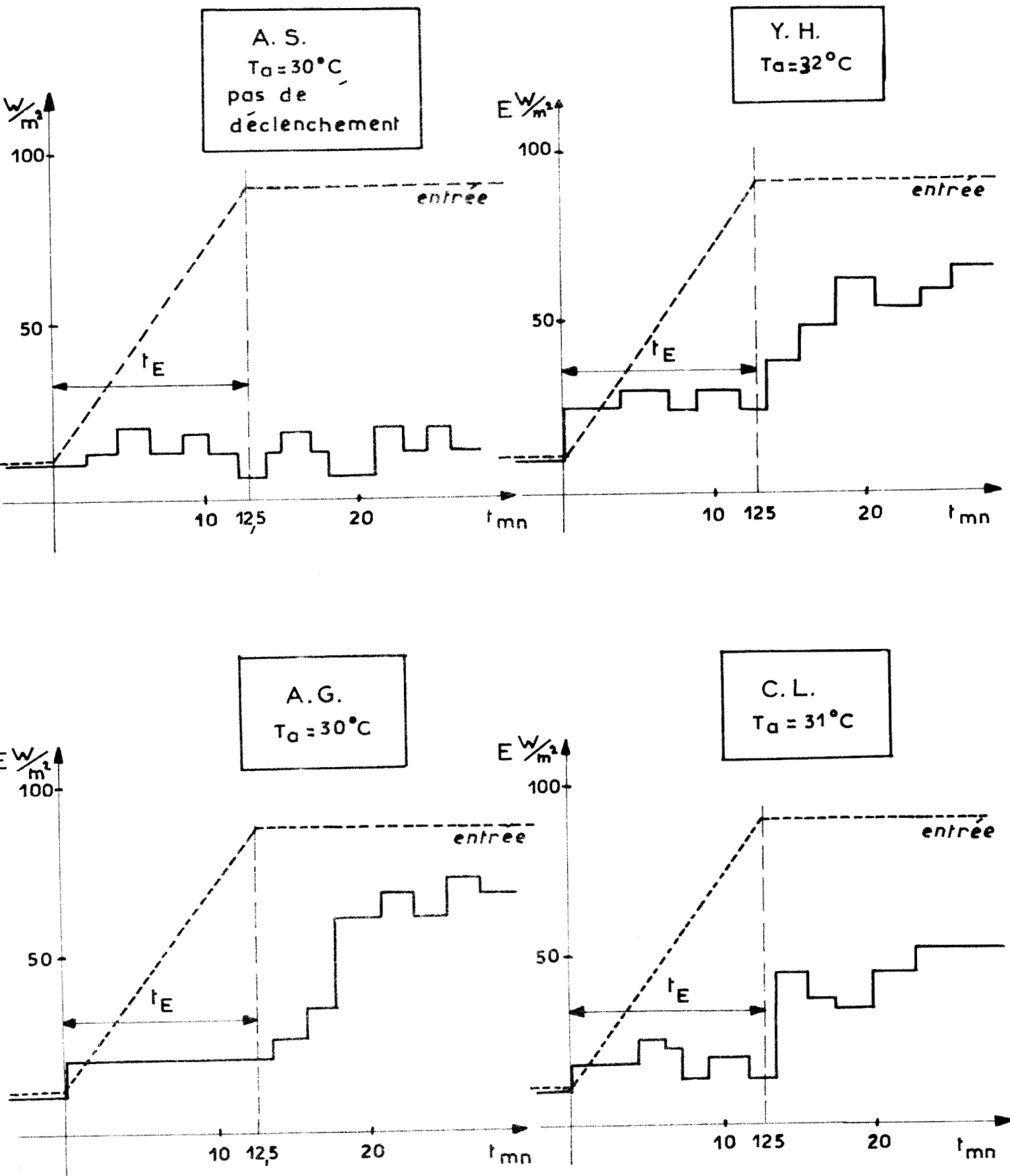


Figure IV.2.

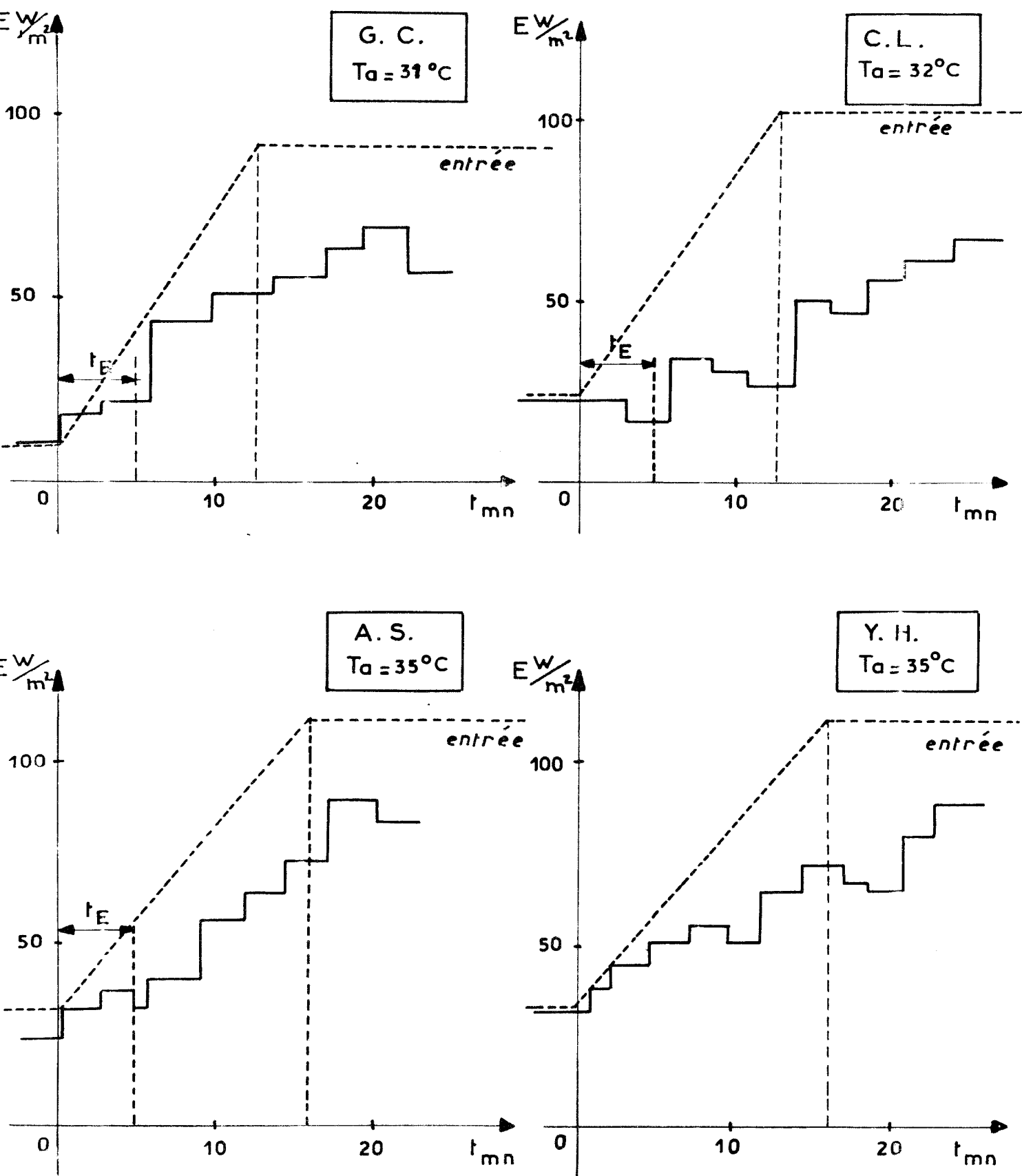


Figure IV.3.

IV.4 - ETUDE CRITIQUE

IV.4.1. Mesure des températures

IV.4.1.1 - Température tympanique

Elle est représentative de la température centrale et mesurée à l'aide d'un thermocouple Cu-Constantan situé dans le conduit auditif. Les fils du thermocouple sont insérés dans un tube de plastique ; la soudure située à l'extrémité de ce tube est isolée de l'ambiance extérieure par une enveloppe de plastique placée sur l'oreille. La tension est envoyée sur un enregistreur potentiométrique MECI. Une valeur de la température est enregistrée toutes les 48 s. Nous avons déterminé expérimentalement l'inertie du thermocouple entièrement monté. Sa constante de temps est de 4 s environ, ce qui est faible devant la vitesse de variation de la température centrale, et devant la vitesse d'enregistrement. Les variations enregistrées sont donc représentatives des variations réelles de la température tympanique.

Pour des facilités de manipulation, la référence (soudure froide) des thermocouples a été mise à la température du laboratoire (20°C), ce qui nous a obligé à effectuer des corrections de température (correction de zéro), ces corrections sont données par des tables. Par exemple : pour une référence à 20°C :

Température lue $^{\circ}\text{C}$	Température corrigée $^{\circ}\text{C}$
23,880	24
24,850	25
25,820	26
26,790	27
27,760	28
28,730	29
29,700	30
30,670	31
31,640	32
32,610	33
33,580	34
34,550	35
35,520	36
36,490	37

IV.4.12 - Température cutanée

Les températures sont enregistrées de la même façon que la température tympanique, il faut donc faire comme précédemment une correction de zéro. Mais les points les plus contestables sont dus :

- au procédé de mesure des températures
- à la répartition des thermocouples et à la pondération

Procédé de mesure des températures

Les soudures chaudes des thermocouples Cu-Constantan, sont soudées sur une plaque métallique de 9 mm de diamètre, recouverte d'une rondelle de caoutchouc de 25 mm de diamètre, qui isole le thermocouple de l'extérieur.

La peau dans le procédé de thermorégulation est chauffée par les convection et radiation externes (si $\bar{T}_{sk}$ est inférieure à T_a), et par la convection sanguine transportant la chaleur du centre vers la périphérie. D'autre part, elle est refroidie par l'évaporation ; $\bar{T}_{sk}$ étant la résultante de ces phénomènes. Si l'apport de chaleur n'est pas perturbé par les thermocouples, il n'en est pas de même pour la déperdition. En effet, l'évaporation est partiellement gênée par la rondelle de caoutchouc placée sur le thermocouple ; la température enregistrée est donc supérieure à la température réelle de la peau. Pour connaître l'importance de la correction à effectuer, la température moyenne cutanée théorique à la neutralité thermique peut être calculée sachant que, en l'absence d'évaporation sudorale

$$IV(2) \quad M = (R + C) = 9,4 (\bar{T}_{sk} - T_a) \text{ W/m}^2$$

Par exemple pour le sujet Y.H :

$$M = 46 \text{ W/m}^2$$

$$T_a = 28^\circ\text{C}$$

$$\text{Donc : } \bar{T}_{sk} = (M + 9,4 T) / 9,4 = 33^\circ\text{C}$$

Avec le calcul fait d'après les valeurs enregistrées, nous avons obtenu une température cutanée moyenne de 34°C , ce qui nous oblige à abaisser la température moyenne de 1°C .

Cette différence reste du même ordre de grandeur au cours de l'expérience, la variation de la température cutanée semblant linéaire en fonction du temps (Fig. IV.4.) (ce résultat est valable en première approximation).

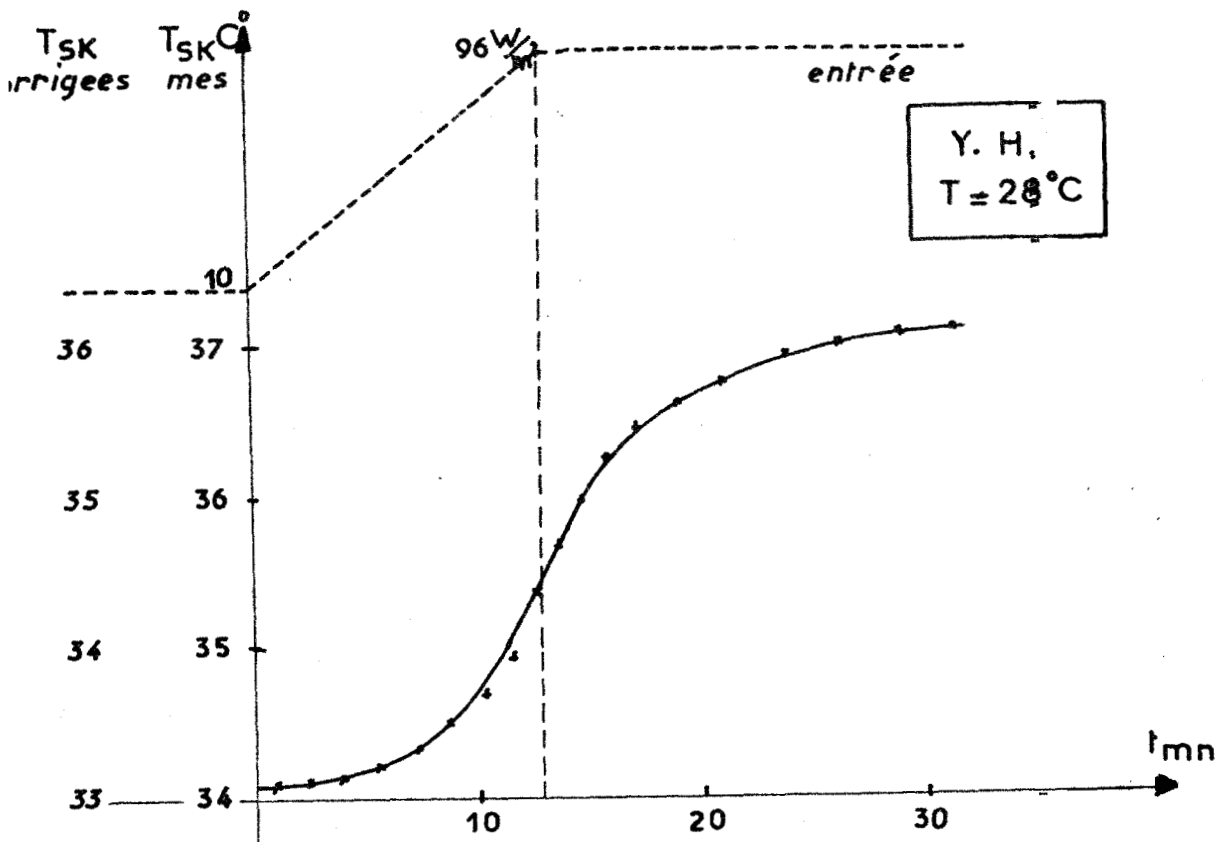


Figure IV.4. Evolution de $\bar{T}_{sk}$ en fonction du temps

Cette approximation n'est pas de très grande importance, car les calculs portent essentiellement sur les températures initiales.

Répartition des thermocouples et pondération

Il a été fait (19) une étude comparative des diverses formules de pondération, pour calculer la température cutanée moyenne. Nous allons donner ici quelques courbes représentatives de la validité de ces méthodes (Figure . IV.5). Chaque méthode de pondération étant accompagnée d'une répartition propre des thermocouples sur le corps.

La méthode que nous avons employée est celle mise au point par Hardy-Du Bois par la répartition de 12 thermocouples. Nous voyons que pour des températures inférieures à 40°C elle est la plus performante, mais devient beaucoup moins bonne au delà, tandis qu'une méthode consistant à brancher les thermocouples en parallèle, sans pondération, donne dans ce domaine, de meilleurs résultats. Comme les expériences que nous avons réalisées se situent à la limite de validité de cette méthode, il est prévu d'utiliser pour les expériences à venir, la méthode "sans pondération", qui présente de plus l'avantage de donner sur l'enregistreur la courbe moyenne directe, supprimant un dépouillement long et fastidieux susceptible d'erreurs.

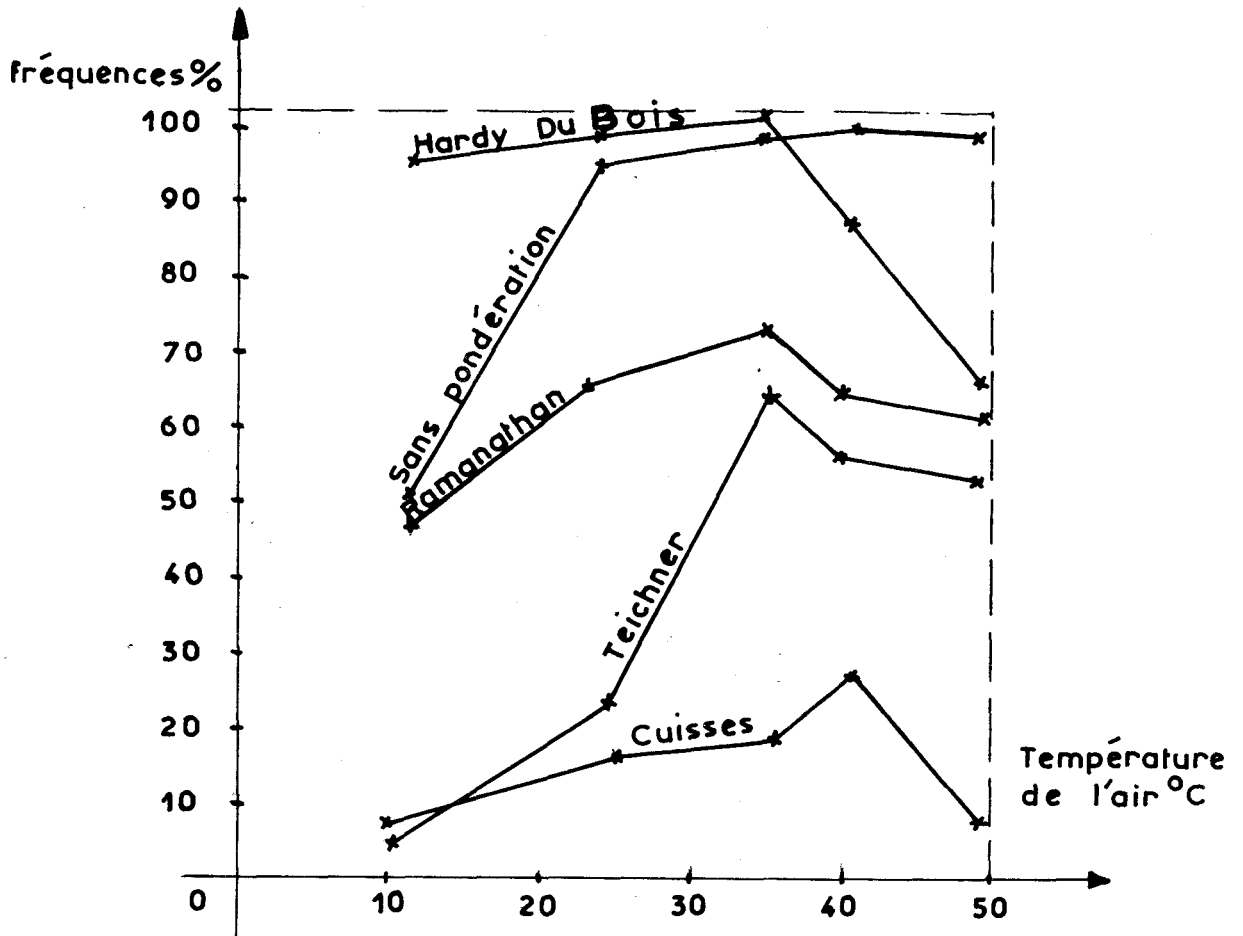


Figure IV.5. Fréquence de correspondance entre les diverses formules et la méthode optimale de calcul de la température cutanée moyenne, en fonction de la température de l'air ambiant

IV.4.13 - Température ambiante

Elle est repérée à l'aide de 3 thermomètres répartis dans la cabine d'expériences, et d'un thermocouple. L'un des thermomètres sert de thermostat à la régulation, un autre enregistre la température de la pièce. Le 3ème couplé à un hygromètre mesure aussi l'humidité ambiante. Le thermocouple placé au niveau du corps enregistre la variation de température due aux tubes à rayonnement infra-rouge. Avant l'allumage des tubes, les trois thermomètres donnent des températures égales. Cette température initiale est la plus importante car elle sert à déterminer la température de neutralité thermique du sujet et à calculer le stockage lors du déclenchement de la sudation. Mais la difficulté augmente 15 mn environ après l'allumage des tubes, car ceux-ci entraînent une perturbation de l'homogénéité de l'air ambiant, malgré la ventilation et la régulation de la température. Il faudrait alors faire des corrections qui sont difficiles à effectuer dans l'état actuel du dispositif expérimental, mais que nous pourrions envisager ultérieurement.

IV.4.2 - Mesure de la perte de poids

Les courbes de perte de poids, obtenues par dérivation manuelle toutes les 2,5 mn présentent des oscillations dont l'origine est difficile à déterminer. Pour essayer de fixer leur nature (bruit ou origine physiologique), nous avons effectué un dépouillement manuel plus fin (toutes les 30 s) de quelques unes de ces courbes, ainsi que d'un tracé obtenu lorsque la balance est chargée d'un poids constant pour éliminer les parasites dus à cette dernière. Nous donnons les résultats obtenus (Fig. IV.6.).

Toutes les courbes, y compris celle de la balance à vide, présentent des oscillations apparemment aléatoires. Ne pouvant déterminer leur nature, nous avons décidé, pour une première étude de linéariser les tracés obtenus, et d'étudier la variation de leur valeur moyenne au cours du temps.

En résumé, pour avoir des résultats plus fiables, les mesures des températures que nous allons faire, porteront essentiellement sur les résultats obtenus au cours des 15 premières minutes d'expérience, les résultats donnés pour la suite demeurant pour l'instant qualitatifs.

Les mesures faites sur les courbes d'évaporation seront valables pendant toute la durée de l'expérience, mais porteront sur la valeur moyenne du débit sudoral. Après ces précisions, nous pouvons procéder à l'analyse des résultats.

IV.5 - ANALYSE DES RESULTATS

L'hypothèse que nous avons faite en supposant les conditions de neutralité thermique, variables selon les sujets, peut se justifier physiologiquement. La neutralité thermique correspond par définition à un niveau d'échanges ne faisant pas intervenir les mécanismes thermorégulateurs. Le rôle de la vasodilatation (dont nous avons parlé précédemment) est ici important. La déperdition de chaleur par vasodilatation met en jeu la conduction cutanée, variable d'un sujet à l'autre. Ce phénomène est superficiel et n'affecte pas la structure profonde du système, de même que la variation du rythme cardiaque d'un sujet à l'autre, dans des conditions identiques, ne met pas en cause le mode de fonctionnement du coeur.

A partir de là, nous avons pu établir un premier schéma type de la réponse sudorale d'un sujet à une variation linéaire de charge thermique ambiante, en partant de la neutralité thermique, dont nous avons calculé expérimentalement les caractéristiques. Pour ceci, nous avons effectué un calcul statistique dont les résultats sont présentés dans le tableau suivant :

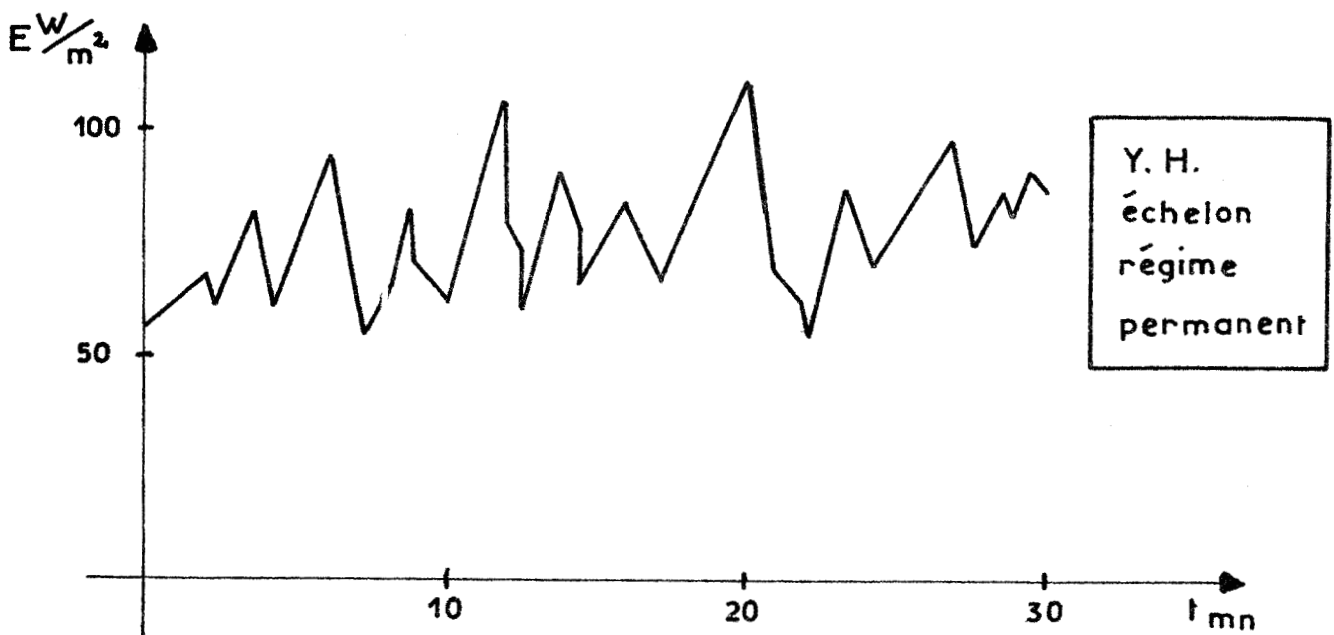
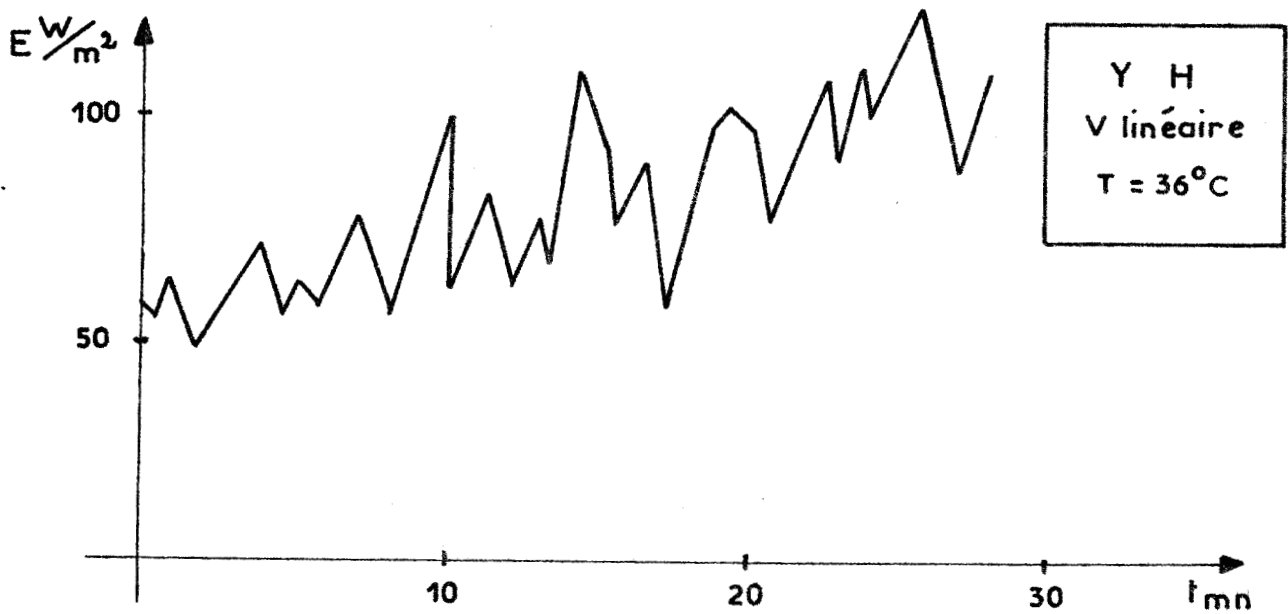
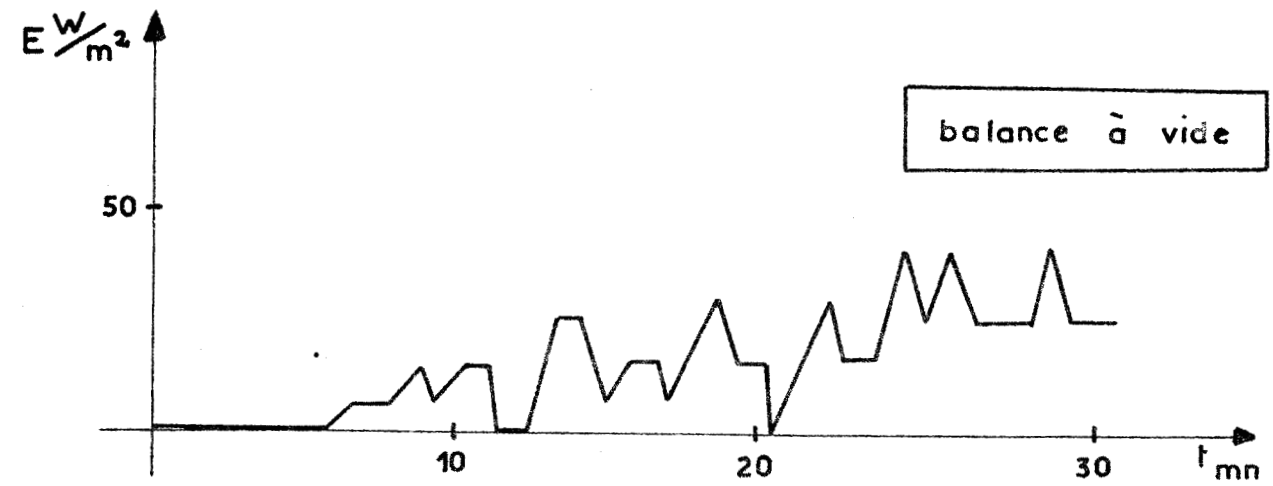


Figure IV.6. Débit sudoral calculé toutes les 30 s

Soit $\bar{x}$ la moyenne de la variable x

$\sigma(x)$ l'écart type de la variable x

$\sigma_m(x)$ l'écart type de la valeur moyenne de x

$\bar{X}$ la moyenne réelle des variables x , inconnue

$t_{0,05}$ le test de student, permettant de déterminer l'intervalle de confiance à 95 % sur une variable.

($t=2$ lorsque le nombre d'expériences est supérieur ou égal à 30)

ici $t_{0,05} = 2,15$, et l'intervalle de confiance sur la moyenne : I_c est tel que :

$$\bar{x} - t \sigma_m(x) < \bar{X} < \bar{x} + t \sigma_m(x)$$

$\Delta E = E - E_p$ E_p étant la perspiration insensible (sudation pendant l'attente en conditions initiales, égal à 10 W/m^2)

	$t_E \text{ mn}$	$E \text{ W/m}^2$	$\Delta E \text{ W/m}^2$
$\bar{x}$	13,4	18,4	8,7
σ	2,1	3,2	3,2
σ_m	0,8	0,8	0,9
I_c	$11,7 \leq \bar{X} \leq 15,1$	$16,7 \leq \bar{X} \leq 20,1$	$7 \leq \bar{X} \leq 10,7$

Détermination statistique des caractéristiques de la réponse type du déclenchement de la sudation.

Nous nous sommes limités ici à l'étude du déclenchement de la sudation. Pendant l'attente à la neutralité thermique, le débit sudoral est réduit à la perspiration insensible de l'ordre de 10 W/m^2 . Nous supposons tout d'abord que la réponse sudorale, après déclenchement, est linéaire et du type exponentiel à une constante de temps, pour une entrée échelon de charge thermique externe (réponse du 1er ordre) (6), la réponse étant linéarisée (§. IV.42).

Pour essayer d'aller plus loin dans l'étude du mécanisme du déclenchement de la sudation, nous avons mesuré la charge thermique stockée lors du déclenchement, pour chacune des expériences où la température de départ est celle correspondant à la neutralité thermique. Les résultats sont rassemblés dans le tableau suivant. Ils ont été calculés en faisant le bilan thermique du système entre le début de la montée et le déclenchement de la sudation. Si nous reprenons l'équation (III.(2)), ici $t_2 - t_1 = t_E$ (durée du retard au déclenchement).

$$E = \text{cte par conséquent} \int_{t_1}^{t_2} E dt = E \times t_E$$

$$\text{d'autre part} \int_{t_1}^{t_2} R_t dt = (R_t)_{\max} \times t_E / 2$$

On obtient donc l'équation :

$$IV(3) \quad S(t_E) = (M + R_{t\max}/2 - R_w - C - E) \times t_E \quad t_E \text{ exprimé en s.}$$

sujet	expérience n°	$S(t_E)$ en K_j/m^2
Y.H	1	93,5
	2	70
A.G	3	115
	4	100
M.B	8	156
G.C	10	118
C.L	11	114

Etude du stockage au moment du déclenchement de la sudation.

Nous constatons que le stockage apparaît comme constant pour un sujet donné, mais varie d'un sujet à l'autre, comme cela avait déjà été constaté lors d'une variation brutale de charge thermique ambiante (4). Nous trouvons pour le stockage une valeur moyenne de $109,5 K_j/m^2$. La valeur moyenne trouvée (pour d'autres sujets et dans un autre laboratoire, (4)), pour une entrée brutale de charge thermique ambiante est de $126 K_j/m^2$ (avec des écarts importants entre sujets). Compte tenu

des différences d'expérimentation et des variations entre individus importantes nous pouvons considérer ces valeurs comme cohérentes.

La détermination des caractéristiques moyennes de la réponse sudorale à une variation linéaire de charge thermique radiante, nous permet alors de tracer la courbe type de la réponse (Fig. IV.7.).

IV.6 - DISCUSSION

Reprenons les tracés enregistrés lors d'une montée brutale de charge thermique externe. Pour une mise en attente à 30°C, nous obtenons les réponses réparties comme suit en fonction de 4 types que nous avons arbitrairement déterminés mais qui nous semblent représentatifs des réponses observées (Fig. IV.8.).

Type	1	2	3	4
nb. de réponses	6	4	4	3

Classement par types, des réponses à une entrée échelon de charge thermique externe.

Reprenons maintenant les tracés enregistrés en réponse à une montée linéaire de charge thermique externe. Une première série d'expériences a été effectuée en partant de 30°C, les réponses enregistrées sont classées comme suit : (les expériences portent sur 6 sujets).

(Nous avons conservé la classification précédente en 4 types, plus une série de réponses ne présentant pas de déclenchement de la sudation ; ces types nous ayant semblé représenter de façon satisfaisante l'ensemble des réponses observées).

Type	pas de déclenchement	1	2	3	4
nombre de réponses	3	2	0	1	0

Nombre de sujets classés selon le type de réponse à une entrée pente de charge thermique externe radiante, pour une température initiale de 30°C.

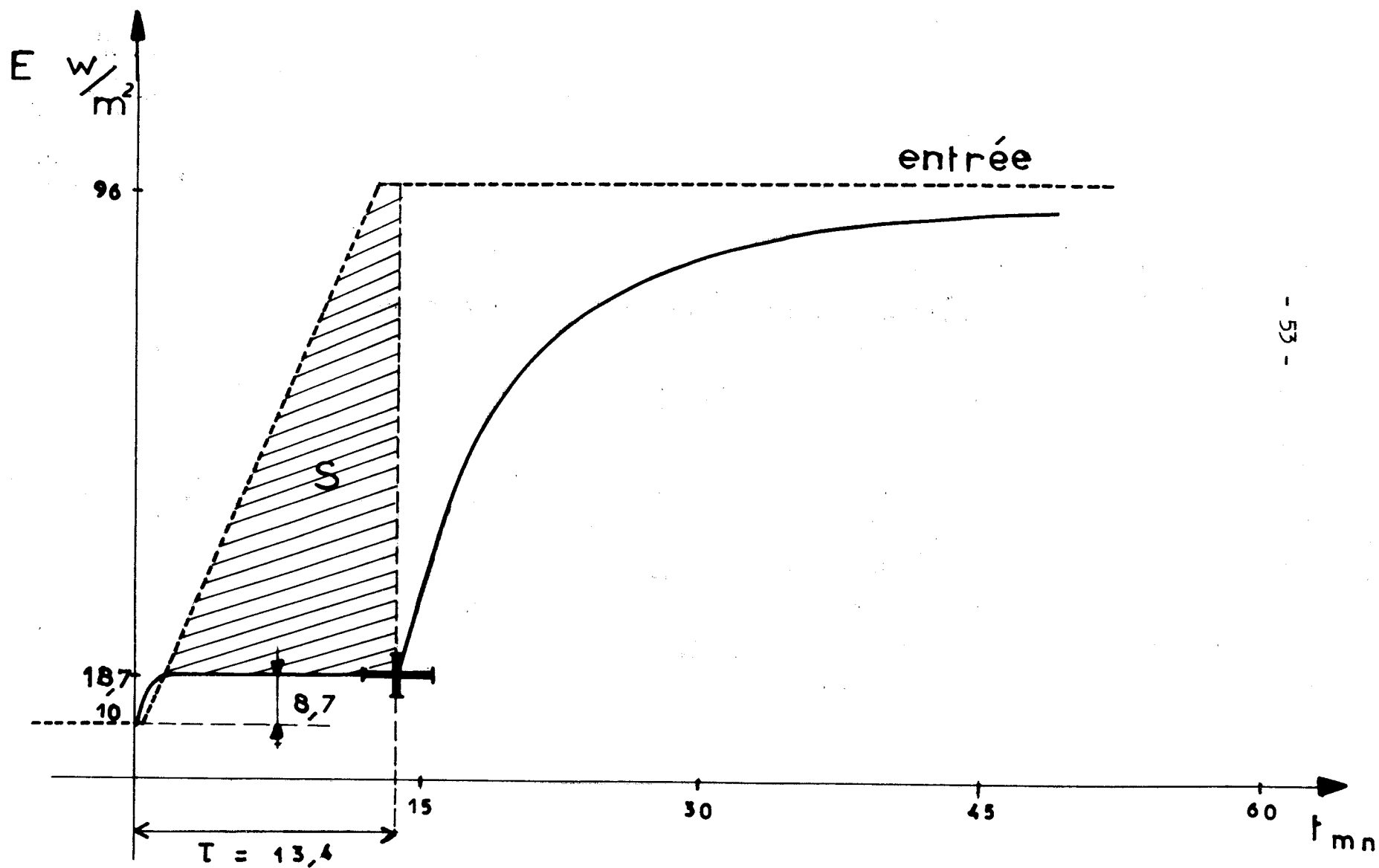


Figure IV.7. Réponse type du débit sudoral à une montée linéaire de charge thermique radiante.

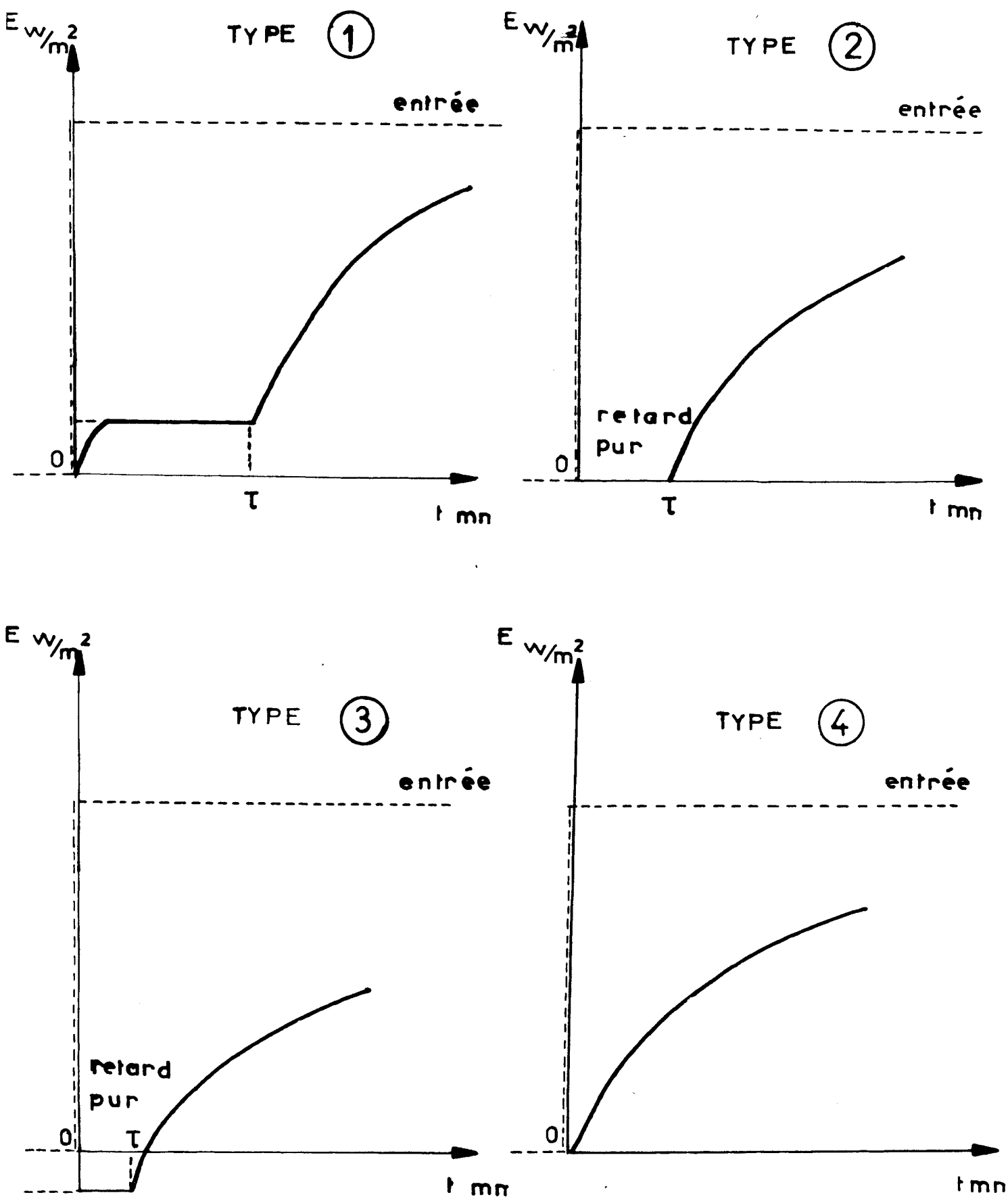


Figure IV.8. Différents types de réponses à une entrée brutale de charge thermique ambiante.

Nous voyons d'après le tableau page 52, que pour se ramener à des réponses de type 1, il faut diminuer la température de mise en conditions initiales pour les sujets dont la réponse est de type supérieur (2, 3 ou 4), tandis qu'il faut l'augmenter pour les sujets dont la réponse ne présente pas de déclenchement de la sudation.

De même, en augmentant la température initiale, chez un sujet donné, on observe un déplacement des types de réponses enregistrées, vers la droite (c'est-à-dire, diminution jusqu'à suppression du délai de sudation).

Le tableau suivant donne un résumé des résultats expérimentaux ; il montre que :

- pour une température initiale de 28°C, 5 des sujets ne déclenchent pas leur sudation ; le 6ème présente une réponse de type 1.
- en augmentant la température initiale à 30°C, 3 sujets ne déclenchent pas leur sudation, 2 sujets présentent alors une réponse de type 1, le sujet précédemment du type 1 présente alors une réponse de type 3.
- Lorsque la température initiale est de 31°C, il reste 2 sujets qui ne déclenchent pas la sudation, le troisième ayant évolué vers le type 3, tandis que le sujet précédemment de type 3 a évolué vers le type 4.
- Lorsque la température initiale est de 32°C, il reste encore un sujet qui n'a pas déclenché la sudation, l'autre a évolué vers le type 1 ; 2 sujets présentent une réponse de type 2 ; 2 sujets présentent une réponse de type 3.

Pour une température initiale de 35°C, tous les sujets ont déclenché leur sudation, 1 sujet présente une réponse de type 3 (avec retard pur). Tous les autres présentent une réponse de type 4 (sans retard).

- A 36°C, de température initiale, tous les sujets répondent sans retard. Notons bien que la division en "types de réponses" n'est que le résultat arbitraire des conditions expérimentales utilisées et qu'il n'existe en fait qu'une seule modalité de réponse, seules les valeurs initiales diffèrent modérément selon les sujets.

nb. de réponses \ type	Pas de déclenchement	1	2	3	4
T = 28 °C	AS, MB, CL, GC, AG 1+1+1+1+1	YH 1	0	0	0
T = 30 °C	1+1+1	1+1	0	1	0
T = 31 °C	1+1	1+1	1	1	0
T = 32 °C	1	1	1+1	1+1	0
T = 35 °C	0	0	0	1	1+1+1+1+1
T = 36 °C	0	0	0	0	1+1+1+1+1+1

Evolution des réponses chez un même sujet lorsque l'on fait varier la température initiale.

IV.7 - CONCLUSION

Nous avons montré dans ce chapitre, l'unicité de la structure du système thermorégulateur, dont nous avons pu dégager une réponse type, en considérant une température de neutralité thermique propre à chaque sujet, dont la dispersion est environ de 5°C ($28^{\circ}\text{C} \leq T_a \leq 33^{\circ}\text{C}$), pour l'ensemble des sujets étudiés.

Nous avons constaté, d'autre part, que le déclenchement de la sudation se produisait pour une valeur constante du stockage thermique. Ceci va nous aider à élaborer un premier schéma de la régulation que nous allons décrire dans le chapitre suivant.

CHAPITRE V

ELABORATION D'UN MODELE

DU DEBIT SUDORAL

V.1 - INTRODUCTION

Avant d'établir un schéma général du système thermorégulateur, nous allons nous attacher à l'étude du débit sudoral, en déterminant un modèle par identification des tracés expérimentaux. Le problème va être, pour cela scindé en deux parties : nous étudierons tout d'abord le déclenchement de la sudation en nous basant sur les études du chapitre IV, puis nous établirons un modèle du débit sudoral après déclenchement de la sudation.

V.2 - ELABORATION D'UN MODELE DU DECLENCHEMENT DE LA SUDATION

Le modèle a été suggéré par les résultats expérimentaux. Il a été en effet constaté que, lorsque le sujet est placé dans une ambiance à la neutralité thermique, la sudation ne se déclenche pas immédiatement après la perturbation provoquée par la charge thermique R_t ; les échanges par convection et radiation suffisent à évacuer la chaleur métabolique de base. D'autre part, le stockage instantané ϵ chauffe la peau et le gradient thermique $T_d - \bar{T}_{SK}$ diminue, limitant la perte de chaleur par convection et radiation.

Pendant cette période, le débit sudoral E est constant et faible, son amplitude ne peut être entièrement expliquée par une augmentation de la perspiration insensible (Colin et Houdas 1965). Nous supposons alors que le système thermorégulateur répond, avant déclenchement en sécrétant de la sueur à débit constant, indépendant de la charge d'entrée ; ceci expliquerait l'augmentation de perte d'eau chez les sujets de type A dès l'augmentation de la charge thermique externe.

Pour une perturbation importante, alors le stockage dépasse la valeur limite la réponse sudorale est insuffisante ; une partie de la chaleur métabolique ne peut plus être évacuée ; il y a stockage, lorsque celui-ci atteint une valeur, constante pour un sujet déterminé, le régulateur hypothalamique est sollicité et déclenche la sudation servant à la régulation thermique par refroidissement de la peau.

Avant le déclenchement de la sudation, la température centrale n'a pas encore varié, seule $\bar{T}_{SK}$ a augmenté. Nous pouvons considérer que la première réponse très faible donnée par le système sudoral est due à une stimulation issue des thermorécepteurs cutanés. Un système conçu de cette façon explique aussi le comportement des sujets B qui, ayant une température de neutralité thermique inférieure à celle des sujets A, auraient déjà déclenché leur réponse constante lors de l'attente à 30°C. La description du fonctionnement que nous venons de faire, est résumée dans le tableau suivant (Figure VI.).

Cette hypothèse suggère un schéma du déclenchement de la réponse sudorale. Nous prenons pour référence expérimentale une réponse moyenne obtenue à partir de la neutralité thermique. En première approximation ⁽⁶⁾, la courbe, après déclenchement de la sudation, correspond à celle d'un premier ordre.(42).

V.3 - SCHEMA-BLOC DU DECLENCHEMENT DE LA SUDATION

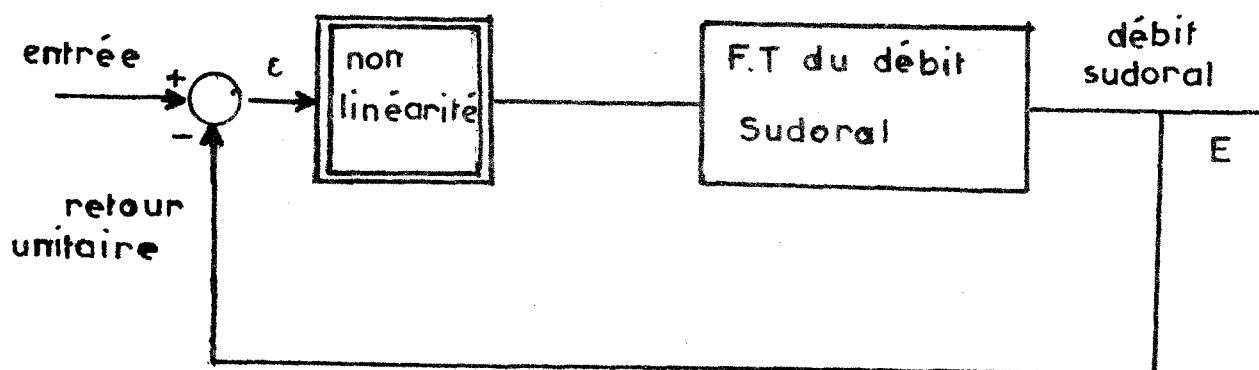


Figure V.2.

La simulation de ce système a été réalisée sur une calculatrice hybride EAI 580.

La partie logique de la machine permet de faire la différence entre les sujets A et B, lors de la mise en condition initiale.

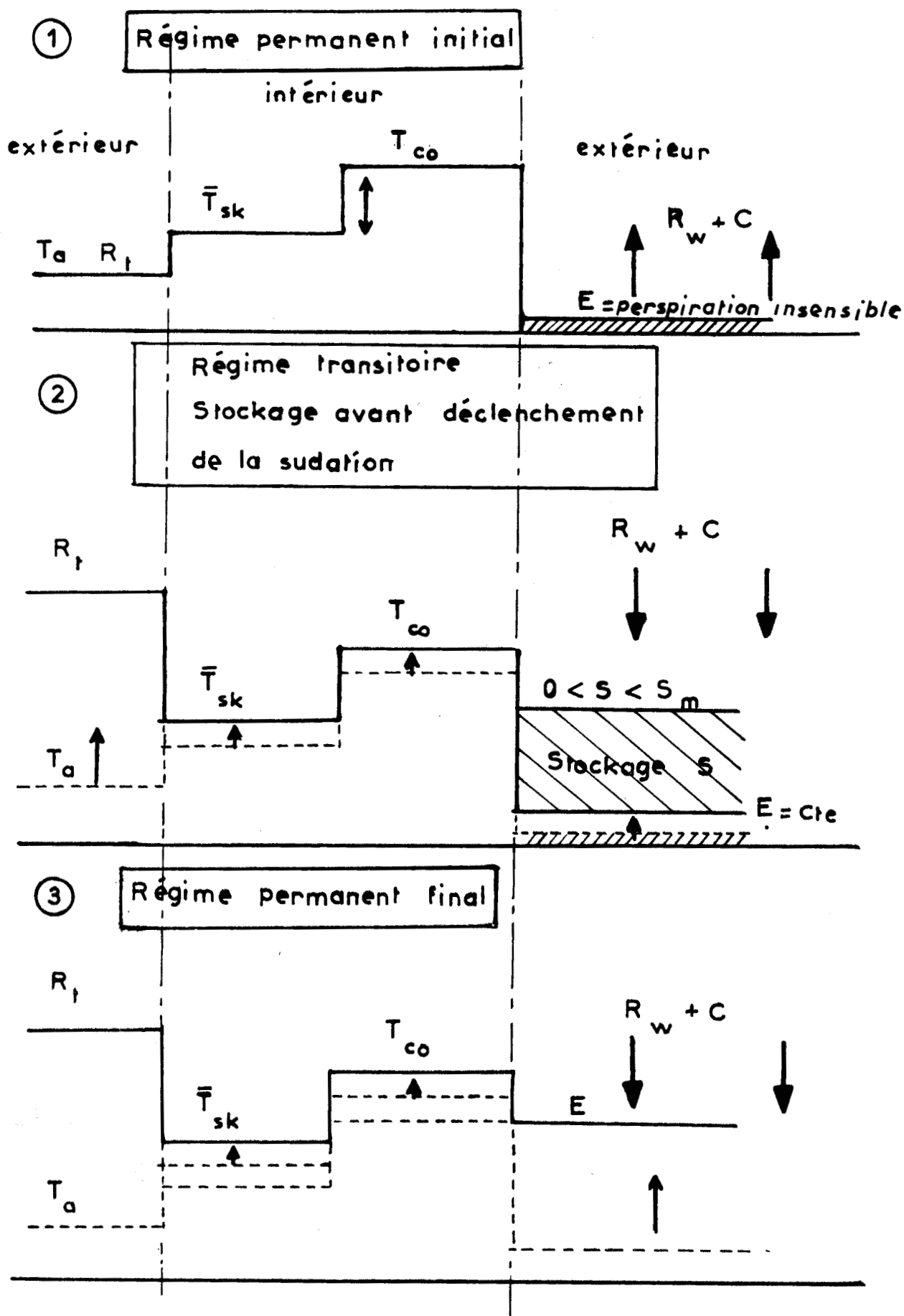


Figure V.1. Tableau récapitulatif du système thermorégulateur

V.4 - SCHEMA ANALOGIQUE DE LA SIMULATION DU DECLENCHEMENT DU DEBIT SUDORAL

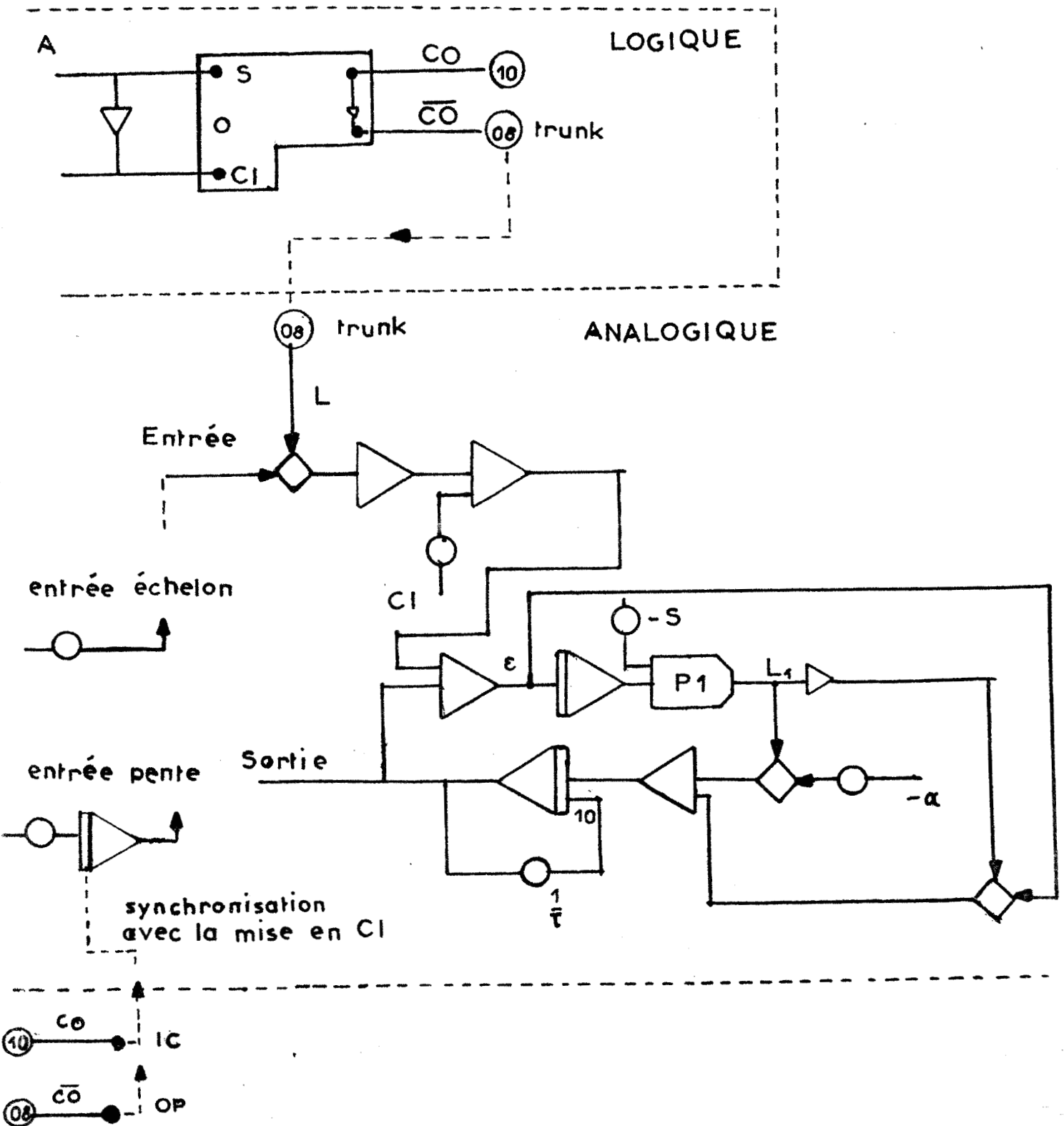


Figure V.3. Schéma analogique

V.5 - PREMIERS RESULTATS

Nous avons enregistré les résultats de la simulation du déclenchement de la sudation, en réponse à une entrée échelon pour diverses valeurs de la condition initiale. On appelle condition initiale, la température ambiante constante avec laquelle le sujet se met en équilibre, avant la variation de charge thermique externe. Pour simuler cette partie de l'expérience, la machine est mise en mode opératoire, et l'entrée du système est constituée uniquement par la charge thermique due au gradient, existant entre la température de neutralité thermique, et celle choisie comme température ambiante de condition initiale. Pour réaliser ceci, une bascule permet d'introduire un retard entre la mise en mode opératoire de la machine et la perturbation.

Si la température de condition initiale correspond à la neutralité thermique (Figure V.4), le débit sudoral en attente est presque nul (réduit à la perspiration insensible). Entre le début de la montée à un échelon et le déclenchement de la sudation, le système thermorégulateur semble répondre à une entrée d'amplitude constante $\alpha (=15 \text{ w/m}^2)$ quelle que soit l'importance de la perturbation. Lorsque le stockage devient égal à la valeur maximum admissible S , la sudation se déclenche. La réponse est alors linéaire.

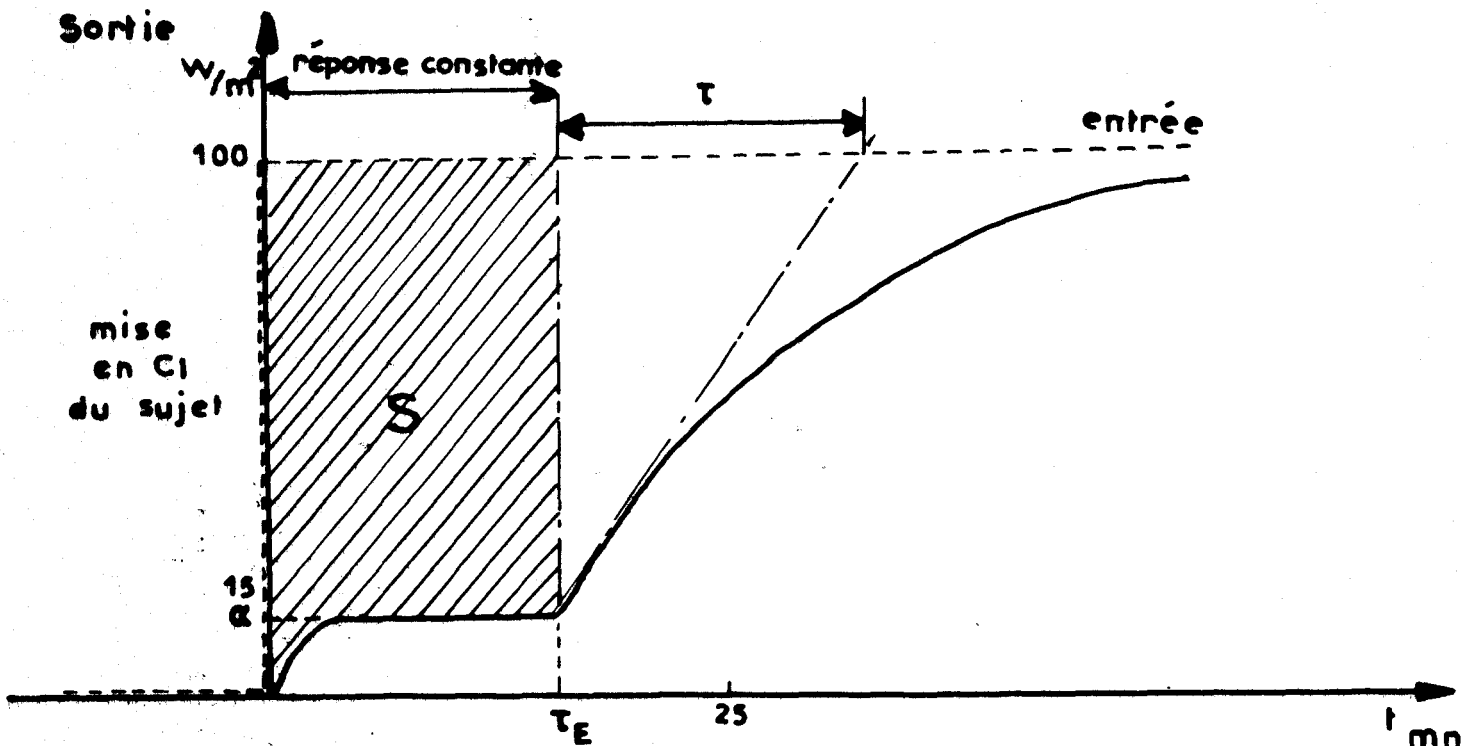


Figure V.4.

Si nous augmentons la température de condition initiale le modèle est conçu de telle façon que le système réponde, pendant la simulation de la mise en condition initiale du sujet, à un échelon de charge thermique ambiante proportionnel à $(T_a - T_0)$ si T_a est la température de mise en condition initiale et T_0 la température de neutralité thermique.

Comme précédemment, le système fournit une réponse d'amplitude constante.

Si le premier stockage thermique (S_1) ainsi constitué pendant l'attente du sujet est inférieur au stockage limite S , le déclenchement ne se produira pas immédiatement après l'entrée échelon mais avec un retard τ_E qui semblera être un retard pur. Le déclenchement se produira lorsque le stockage thermique S_2 sera tel que $S_1 + S_2 = S$ (Figure V.5.).

Ce type de réponse a en effet été constaté expérimentalement.

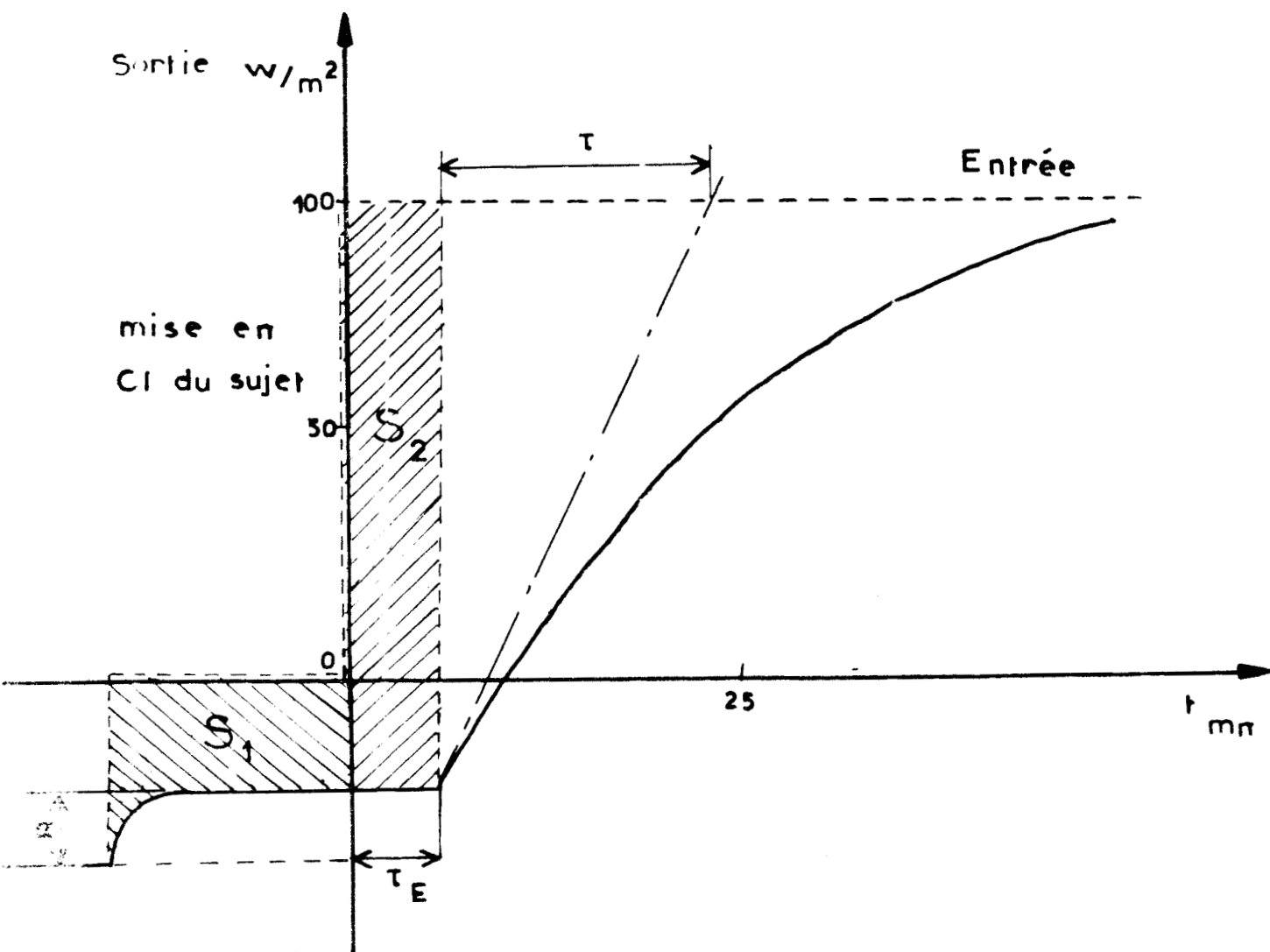


Figure V.5.

Si, au contraire, le stockage thermique S_1 est supérieur à S , il y a déclenchement de la sudation pendant la mise en condition initiale. Lors de la montée à un échelon de charge thermique radiante, le système sudoral répond sans retard (Figure V.6.).

Nous retrouvons ainsi, par simulation, les différents types de réponses obtenus expérimentalement, et nous confirmons le fait qu'ils sont représentatifs d'une structure unique du système.

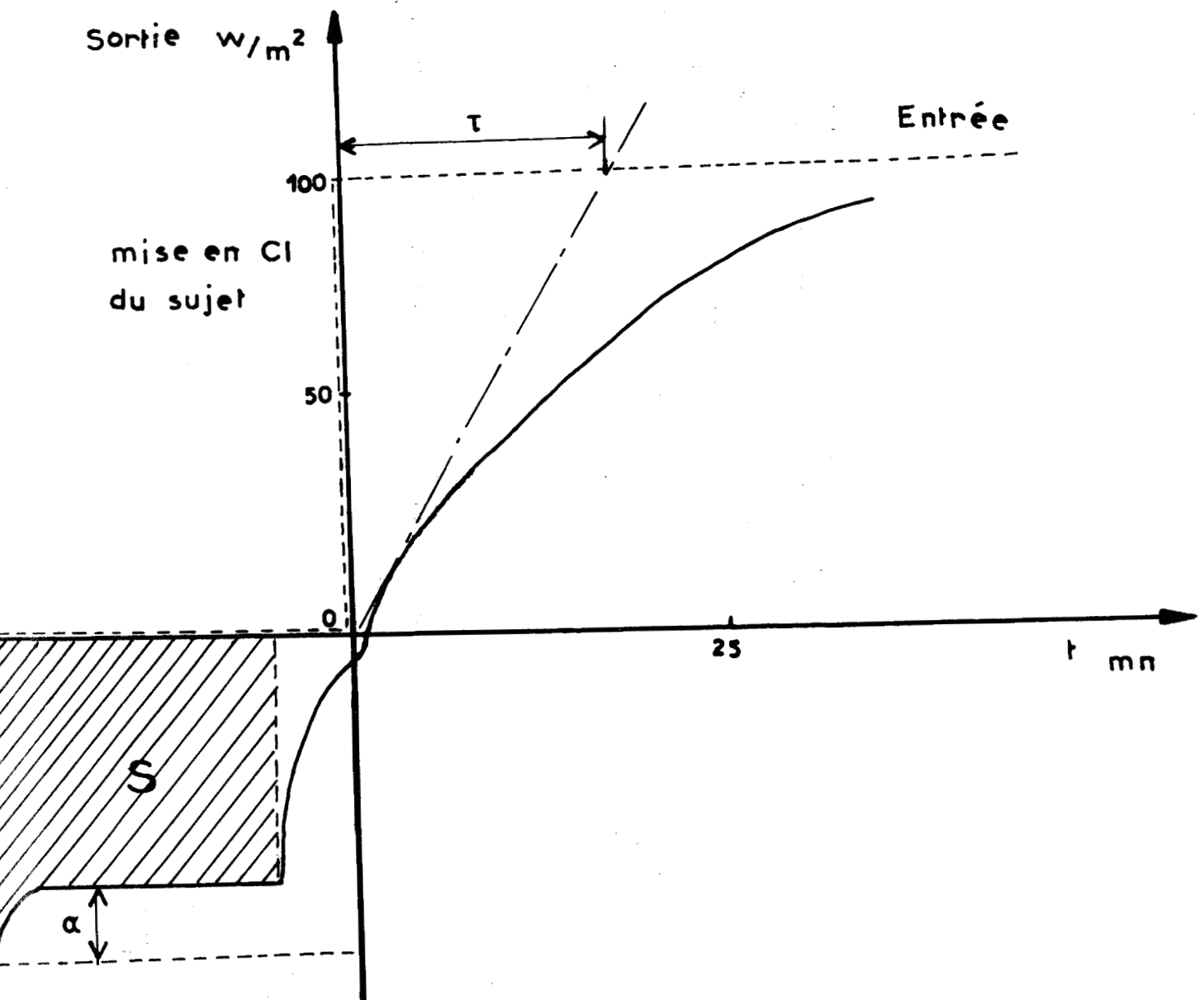


Figure V.6.

V.6 - MODELE DU DEBIT SUDORAL APRES DECLENCHEMENT DE LA SUDATION

V.6.1. Présentation du problème

Le modèle a été réalisé par identification sur calculatrice analogique.

L'identification en temps réel n'était pas réalisable étant donné la durée des expériences.

En effet, après quelques minutes, la dérive des amplificateurs opérationnels devient trop importante, et les expériences durent 1h30. C'est pourquoi nous avons dû cabler à l'aide d'un module traducteur de fonctions, la réponse type de l'organisme, obtenue à partir de la neutralité thermique. Cette courbe, approchée par des segments de droite correspond à la sortie du système en boucle fermée

$H = \frac{KG}{1+KG}$ que nous cherchons à identifier (Figure V.7.).

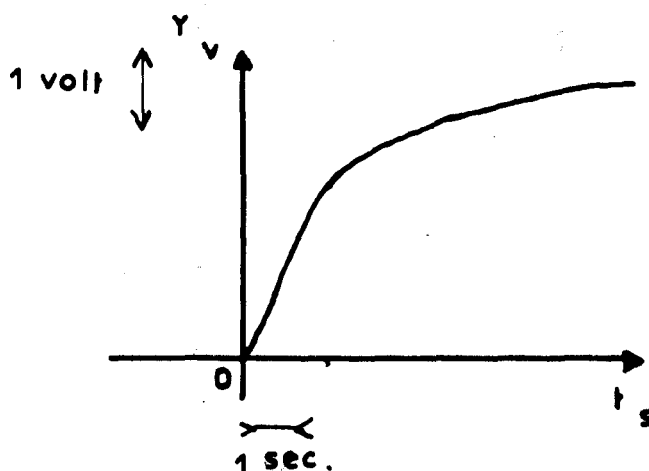


Figure V.7.

Les échelles de temps et d'amplitude ont été choisies égales à :

$$\frac{t_{\text{machine}}}{t_{\text{réel}}} = \frac{1}{300}$$

$$1 \text{ Volt} = 45 \text{ W/m}^2$$

Etant donnée la tangente horizontale à l'origine pour la réponse à l'échelon, et l'erreur de trainage pour la réponse à une rampe, nous avons considéré une structure en boucle ouverte du type $KG(p) = \frac{k}{p(1+\tau p)}$ (42)

A partir de là, nous avons déterminé les coefficients de la fonction de transfert en boucle fermée : $H = \frac{k}{\tau^2 p^2 + p + k}$ par réglage automatique des paramètres sur calculatrice hybride EAI 580. (44)

V.6.2. Analyse du modèle

Nous savons que la courbe à identifier est régie par l'équation différentielle :

$$\ddot{y} + \frac{1}{\tau} \dot{y} + \frac{k}{\tau} y = \frac{k}{\tau} x$$

$$\ddot{y} + a\dot{y} + by = bx,$$

dont les paramètres $a = \frac{1}{\tau}$ et $b = \frac{k}{\tau}$ sont inconnus.

D'après la réponse expérimentale, nous savons que le système est amorti ($\xi \geq 1$) ; la fonction de transfert possède alors deux constantes de temps T_1 et T_2 telles que :

$$\left| \begin{array}{l} a = \frac{1}{T_1} + \frac{1}{T_2} \text{ et} \\ b = \frac{1}{T_1 T_2} \end{array} \right.$$

les variables a et b n'étant pas indépendantes, le réglage automatique portera sur les valeurs de T_1 et T_2 .

La réponse d'un second ordre à un échelon (avec $T_1 > T_2$) est de la forme :

$$y(t) = 1 + \frac{T_2}{T_1 - T_2} e^{-t/T_2} - \frac{T_1}{T_1 - T_2} e^{-t/T_1}$$

avec
$$\dot{y}(t) = -\frac{1}{T_1 - T_2} e^{-t/T_2} + \frac{1}{T_1 - T_2} e^{-t/T_1}$$

Ainsi lorsque T_1 augmente, le rapport $\frac{1}{T_1}$ diminue, ce qui entraîne une augmentation de $\dot{y}(t)$, ainsi qu'une diminution de $y(t)$.

À l'inverse lorsque T_2 diminue, le rapport $\frac{1}{T_2}$ augmente et $y(t)$ augmente tandis que $\dot{y}(t)$ diminue.

Nous allons donc faire le réglage de T_1 et T_2 en agissant à tour de rôle sur T_1 et T_2 pour que la courbe passe en un temps donné t_A par le point A dont l'ordonnée et la vitesse sont définies.

V.6.3. Etude de la partie logique

Supposons T_2 fixé et T_1 variable.

Si T_1 est grand, la courbe passe au-dessous de la courbe désirée, et $1/T_1$ doit augmenter. Pour la variation de T_1 nous avons considéré l'algorithme :

$$\left(\frac{1}{T_1} \right)_{i+1} = \left(\frac{1}{T_1} \right)_i + \epsilon_1$$

avec : $\epsilon_1 = \int_0^T (y_A - y) dt$ T étant le temps pendant lequel $y_A - y \neq 0$.

A l'instant $t = t_A$, nous prélevons la valeur $y_A - y$.

Si l'écart ϵ_1 est différent de zéro, T_2 reste fixé tandis que T_1 varie.

Si l'écart ϵ_1 est nul, T_2 varie, et T_1 reste alors fixé.

Lorsque T_1 se bloque, T_2 varie de telle façon que :

$$\left(\frac{1}{T_2} \right)_{i+2} = \left(\frac{1}{T_2} \right)_i + \epsilon_2$$

avec $\epsilon_2 = \int_0^T (\dot{y} - \dot{y}_A) dt$

T' étant le temps pendant lequel $y_A - y$ est nul.

La variation de $\frac{1}{T_2}$, provoquant la variation de $y_A - y$, va par conséquent être immédiatement suivie par la variation de $\frac{1}{T_1}$ ($\frac{1}{T_2}$ est alors fixe).

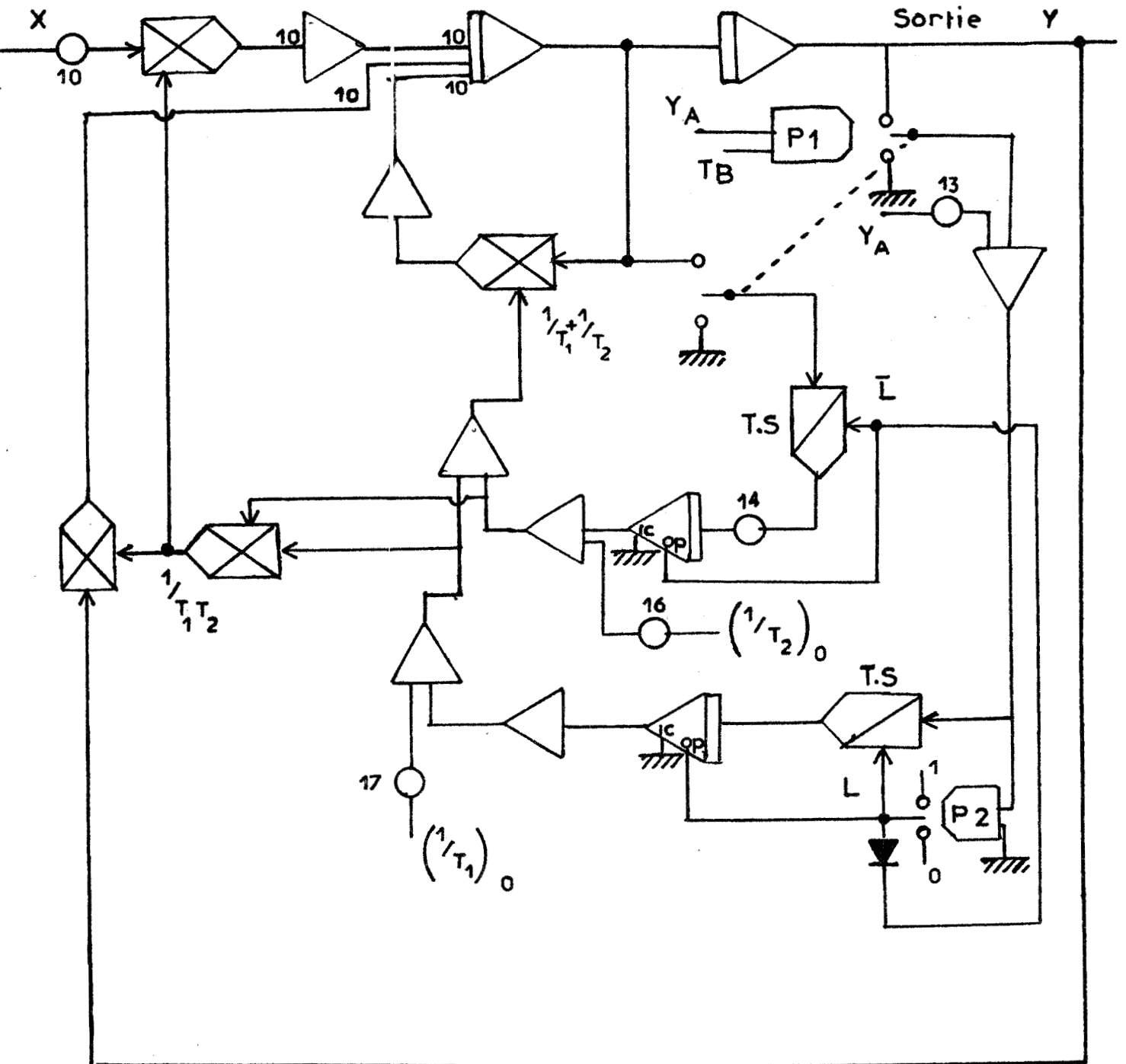
Le système oscille autour de la courbe passant par y_A , jusqu'à ce que la tangente au point A s'annule.

Ceci nous conduit au schéma analogique de la figure V.8.

Le point A que nous cherchons à atteindre est défini par :

$$\left| \begin{array}{l} y_A = 4 \text{ Volts (valeurs machine)} \\ \dot{y}_A = 0 \end{array} \right.$$

et le temps de calcul est de 4,5 s, (temps machine) le prélèvement de l'erreur se faisant au temps $t_A = 4$ s.



Potentiomètres	10 = 4 v	$\bar{A} = 4 s$
	13 = 4 v	$A = 2 s$
	14 = 0,1	
	16 = 0,18	
	17 = 0,18	

Figure V.8. Réglage automatique des paramètres sur calculatrice hybride

L'équation machine est la suivante :

$$\ddot{y} + \left(\frac{1}{T_{1m}} + \frac{1}{T_{2m}} \right) 10 \dot{y} + \frac{1}{T_{1m} T_{2m}} \cdot 100 y = \frac{1}{T_{1m} T_{2m}}$$

Pour la recherche de T_1 et T_2 il faut fixer les valeurs initiales.

V.6.4. Détermination des conditions initiales

La courbe amortie dont la réponse est la plus rapide est celle obtenue pour $\varepsilon=1$ c'est-à-dire $T_1 = T_2$; la courbe que nous cherchons sera alors inférieure ou égale à celle-ci. C'est pourquoi nous allons prendre pour valeur initiale $T_1(0) = T_2(0)$.

Pour obtenir un ordre de grandeur de T_1 nous allons procéder à une identification rapide par la méthode de Strejc, qui donne pour solution une fonction de transfert de la forme : (45)

$$H(p) = \frac{1}{(1+T_p)^n}$$

Nous avons trouvé (figure V.9.)

$$\frac{T_u}{T_a} = \frac{6}{75} = 0,08$$

Les abaques de la méthode de Strejc donnent :

$$n = 1,85 \approx 2$$

$$T = 0,55 \text{ s} \quad \text{Echelle du générateur de fonction.}$$

$$\text{et } H \approx \frac{1}{(1+0,55p)^2}$$

Nous pouvons prendre $T_1 = T_2 = 0,55$ pour valeur initiale

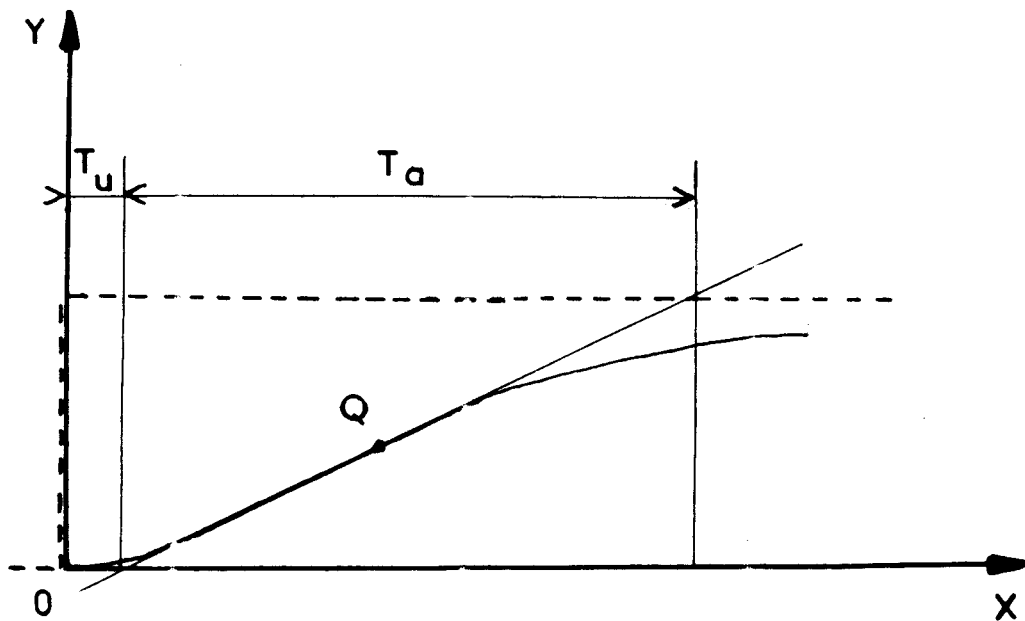


Figure V.9.

Soit les variables machine

$$\left(\frac{1}{T_{1m}} \right)_0 = \left(\frac{1}{T_{2m}} \right)_0 = 0,18$$

Les valeurs obtenues sont en valeur machine :

$$T_{1m} = 40 \text{ s}$$

$$T_{2m} = 1,25 \text{ s}$$

soit, en échelle du générateur de fonctions

$$\begin{aligned} T_1 &= 4s \\ T_2 &= 0,12s \end{aligned}$$

Et donc, puisque les valeurs expérimentales sont 300 fois les valeurs obtenues sur calculatrice, la transmittance en boucle fermée du débit sudoral, s'écrit :

$$H(p) = \frac{1}{(1+20p) (1+0,6p)}$$

les constantes de temps étant exprimées en minutes.

Nous avons ensuite comparé la courbe identifiée et la courbe cablée sur module traducteur de fonctions. La figure V.10 donne l'écart entre la courbe obtenue et la courbe cablée. Compte tenu des imprécisions commises sur la courbe à identifier, ce résultat peut être considéré comme valable.

T_2 étant très faible devant T_1 , $H(p)$ peut être en première approximation considéré comme un système à une constante de temps égale à 20 mn.

Etant donné la dispersion des valeurs expérimentales selon les sujets, nous pouvons considérer comme valables, les valeurs de T_1 comprises entre 10 et 20 mn. Nous prendrons pour le schéma général, la fonction de transfert $H(p)$ obtenue par réglage automatique des coefficients.

V.7 - SCHEMA GENERAL DU DEBIT SUDORAL

Nous avons vu que l'identification de la courbe du débit sudoral dans sa partie linéaire conduisait à une fonction de transfert en boucle fermée

$$H(p) = \frac{1}{(1+20p) (1+0,60p)}$$

qui s'écrit en grandeur machine

$$H_m(p) = \frac{1}{(1+4p) (1+0,120p)}$$

Le schéma-bloc du débit sudoral complet sera conforme à la figure V.11
 $KG_m(p)$ est la transmittance machine en B.O.

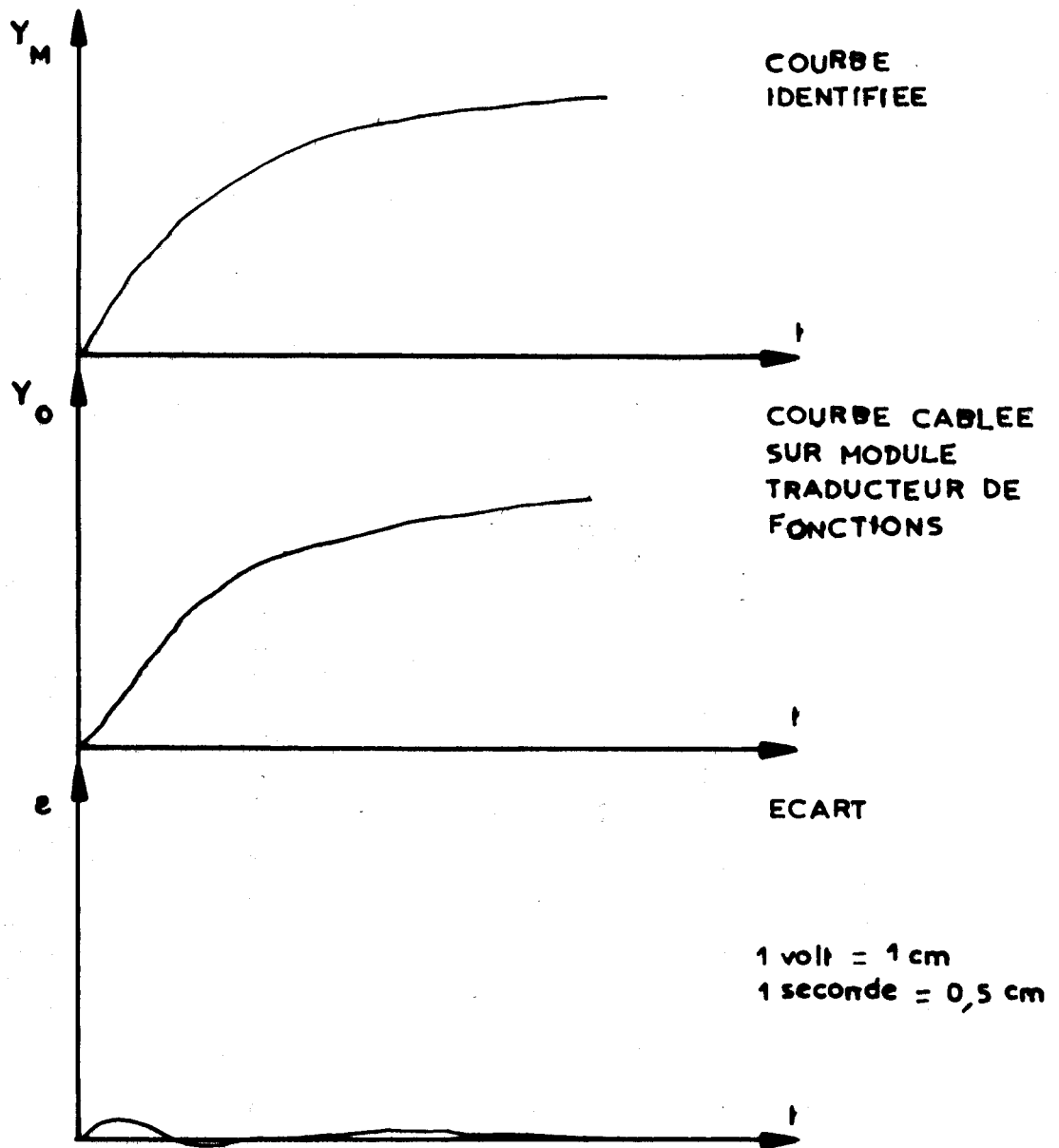


Figure V.10 : Résultats obtenus par réglage automatique des paramètres

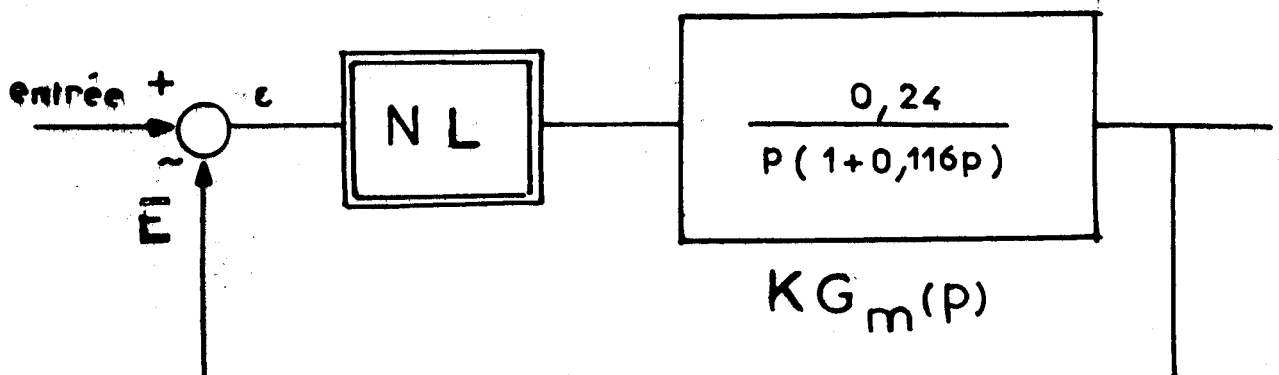


Figure V.11.

V.8 - CONCLUSION

Nous venons d'établir le modèle du débit sudoral qui joue un rôle prépondérant dans le schéma général du système thermorégulateur. La température moyenne cutanée, ainsi que la température centrale qui sont aussi des paramètres de ce système, vont être préalablement étudiées de façon à déterminer leur contribution respective.

CHAPITRE VI

SCHEMA GENERAL DU SYSTEME

THERMOREGULATEUR

VI.1 - INTRODUCTION

Le modèle que nous allons proposer sera valable pour l'étude de la thermorégulation du sujet au repos soumis à une charge thermique ambiante variant brutalement (entrée échelon) ou linéairement (entrée pente).

L'élaboration de ce modèle fait appel d'une part aux équations physiques du chapitre III :

$$\text{VI. 1.} \quad M + R_t - (R_w + C) - E = 0$$

$$\text{VI. 2.} \quad R_w + C = h (\bar{T}_{SK} - T_a)$$

et d'autre part à l'étude expérimentale des régimes transitoires du débit sudoral et de la température cutanée. Nous avons déterminé au chapitre précédent un modèle du débit sudoral, qui nous permet d'établir un premier schéma bloc du système thermorégulateur (Figure VI.1.). En effet, les échanges de chaleur par conduction et convection ont un régime transitoire de faible durée devant la durée des autres phénomènes et leur fonction de transfert peut se ramener à un gain h .

La température ambiante T_a est une constante, valeur initiale du problème.

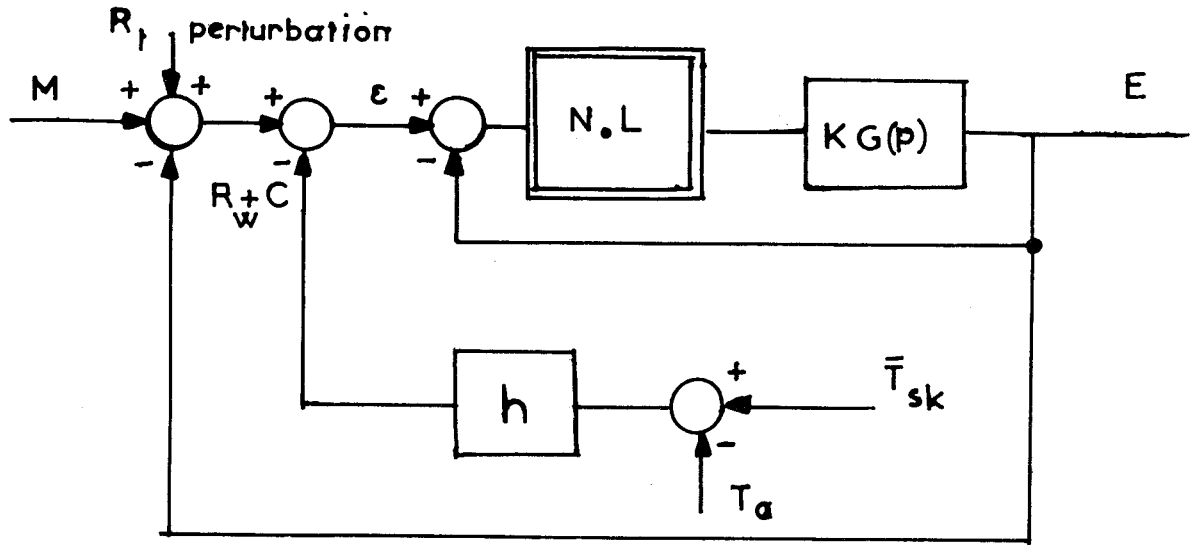


Figure VI.1.

Une étude de $\bar{T}_{SK}$ température moyenne cutanée est nécessaire pour compléter ce schéma-bloc.

VI.2 - ETUDE DE LA TEMPERATURE MOYENNE CUTANÉE

VI.2.1. Résultats expérimentaux

Nous allons déterminer une fonction de transfert du système cutané en identifiant les courbes expérimentales d'après les tracés que nous possédons en réponse à une entrée échelon.

La température ambiante initiale T_a est de 30°C . L'échelon est constitué par une montée brutale de T_a de 30° jusqu'à 40°C , 30° jusqu'à 45°C ou 30° jusqu'à 50°C .

Nous avons représenté figure VI.2, pour chaque expérience les variations du débit sudoral E et de $\bar{T}_{SK}$. Nous voyons que, en fonction de l'amplitude, la température cutanée présente un dépassement ou une réponse apériodique. D'autre part, pour un choc thermique de même amplitude, nous constatons que la température cutanée peut présenter les deux types de réponses.

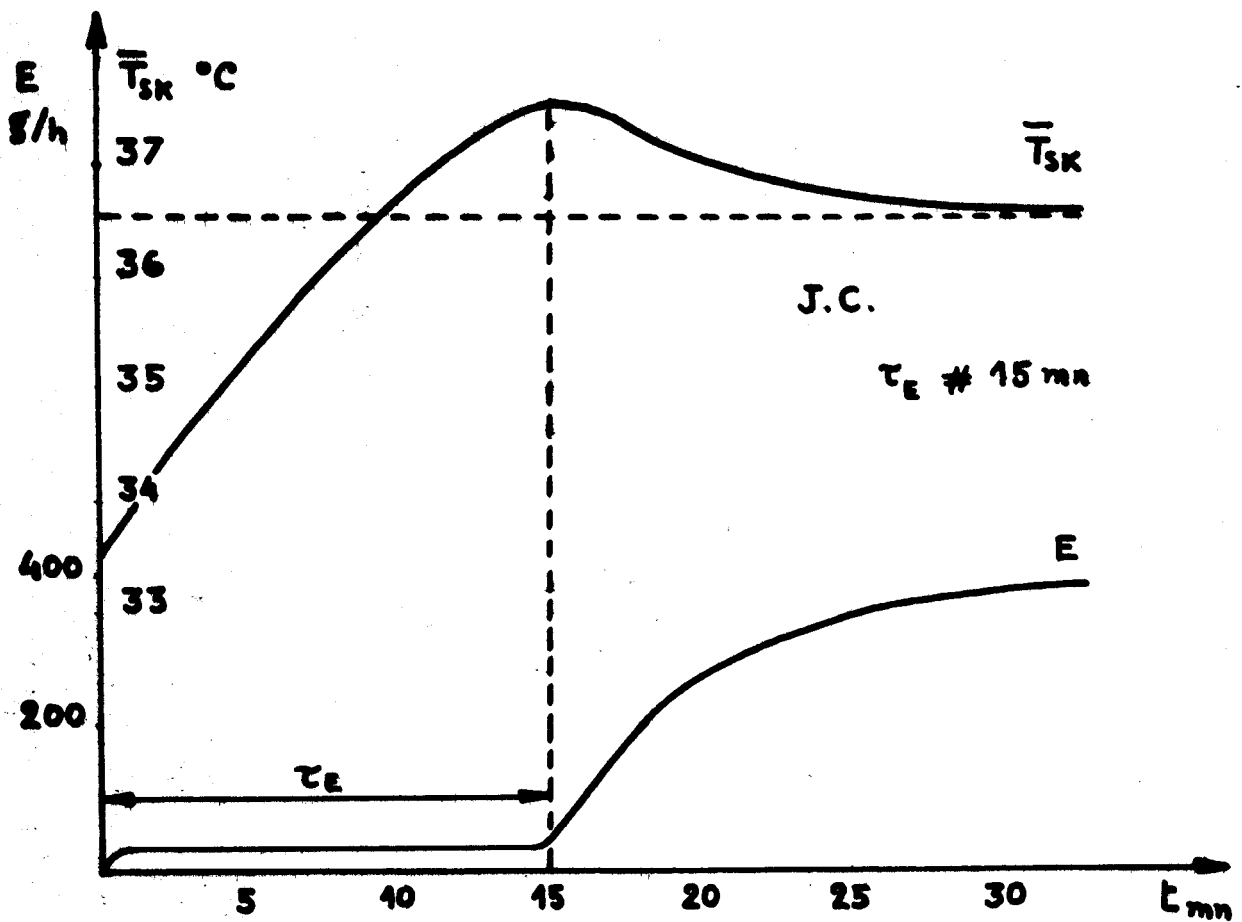
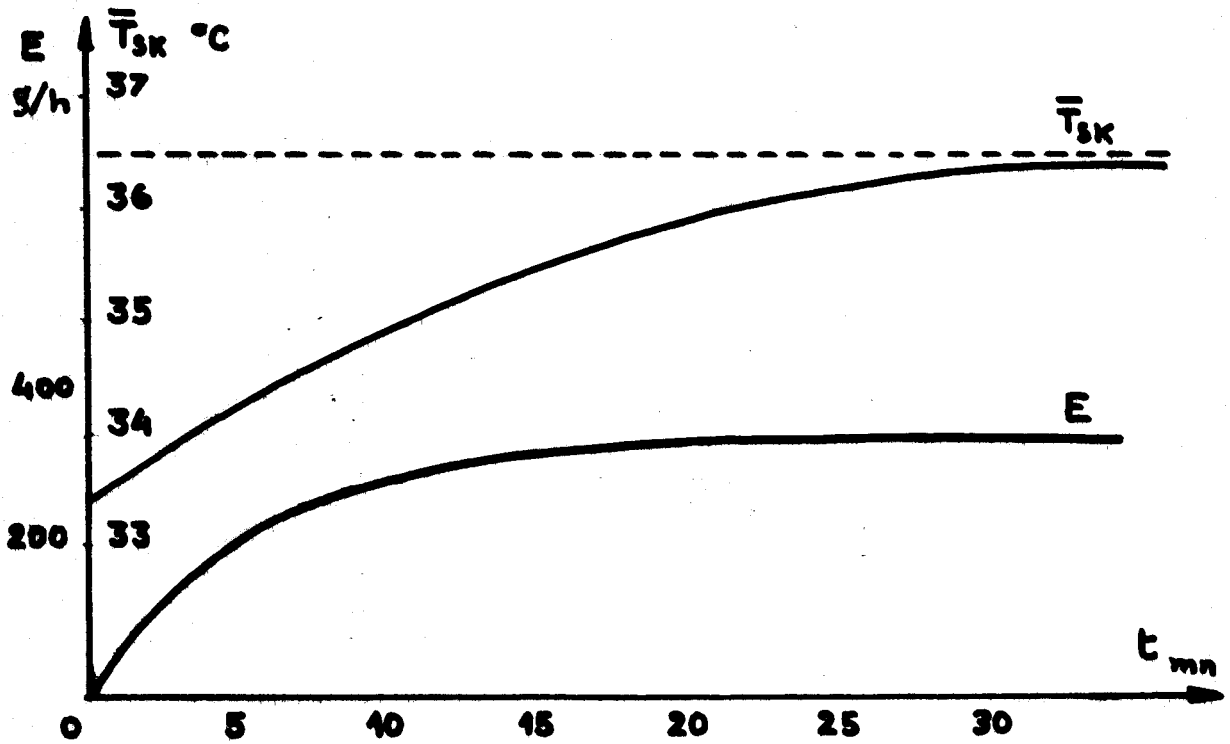


Figure VI.2. Réponses de $\bar{T}_{SK}$ à une entrée en échelon

Regardons maintenant l'évolution de $\bar{T}_{SK}$ et de E lors d'une même expérience.

- Lorsque le déclenchement du débit sudoral se fait avec retard, la réponse cutanée présente un dépassement sitôt après le déclenchement de la sudation.

- Si le sujet a déclenché la sudation dès le début de l'expérience, la réponse cutanée est amortie.

En effet, physiologiquement, avant déclenchement de la sudation, la peau, chauffée par l'échelon thermique, n'est refroidie que par la perte de chaleur de convection et radiation ($\bar{T}_{SK} > T_a$). Le système répond alors comme un premier ordre, tandis qu'après déclenchement de la sudation la réponse est celle d'un système d'ordre supérieur (40). D'autres considérations physiologiques vont nous aider à compléter le bloc diagramme du système thermorégulateur.

- Lorsque $\bar{T}_{SK} < T_a$ le seul contrôle possible pour $\bar{T}_{SK}$ est le débit sudoral E .

VI.2.2. Modèle faisant intervenir la transmittance du système cutané

Pour que $\bar{T}_{SK}$ réponde conformément aux résultats expérimentaux avant déclenchement de la sudation, nous prenons une fonction de transfert du 1er ordre, entre $\bar{T}_{SK}$ et ε (39).

Nous proposons le schéma de la figure VI.3, où nous avons fait intervenir la transmittance du système cutané.

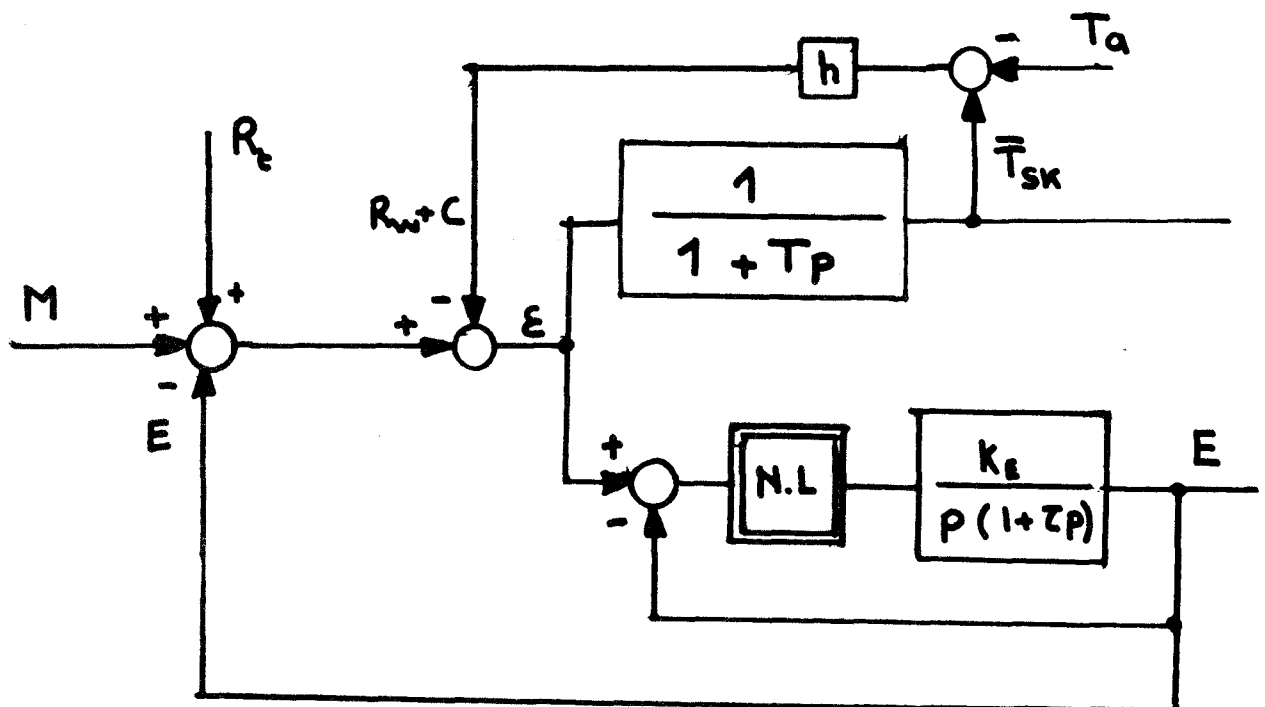


Figure VI.3.

Nous pouvons en effet, d'après la figure VI.3, écrire les relations :

$$\bar{T}_{SK} = \frac{\epsilon}{1+T_p} \quad \text{en posant } X = M + R_t + hT_a$$

$$X - E - h \bar{T}_{SK} = \epsilon$$

$$E = \frac{\epsilon}{(1+T_1p)(1+T_2p)}$$

et nous obtenons la fonction de transfert de la température moyenne cutanée.

VI. 3.
$$\frac{\bar{T}_{SK}}{X} = \frac{(1+T_1p)(1+T_2p)}{TT_1T_2p^3 + [\bar{T}(T_1+T_2)+T_1T_2(h+1)]p^2 + [2T+(T_1+T_2)(h+1)]p + 2+h}$$

$$T_1 = 20 \text{ mn} = 4s \text{ machine}$$

où constantes de temps du débit sudoral

$$T_2 = 0,60 \text{ mn} = 0,12s \text{ machine}$$

$$\text{avec ici } h = 6,9 + 7,5 \text{ } v^{0,67} = 9,4$$

Nous allons maintenant déterminer expérimentalement T en mesurant, la valeur de la constante de temps de la courbe de variation de la température cutanée avant déclenchement de la sudation.

Nous pouvons dresser le tableau suivant :

nom	constante de temps mn
J.C.	5
J.C.	5,3
J.C.	5,3
J.C.	5,3
Y.H.	5,5
Y.H.	5,5
Moyenne	5,3 mn

La constante de temps de la réponse du premier ordre est $\frac{T}{1+h}$, ce qui nous donne :

$T = 55$ mm temps réel, c'est-à-dire $T = 11$ s temps machine.

La fonction de transfert s'écrit :

VI. 4.

$$\frac{\bar{T}_{SK}}{X} = 0,38 \cdot \frac{(1+0,12p)(1+4p)}{(1+0,64p)(1+4,5p)(1+0,13p)}$$

Elle est donc pratiquement assimilable au premier ordre :

VI. 5.

$$\frac{\bar{T}_{SK}}{X} = 0,38 \cdot \frac{1}{1+0,64p}$$

Remarquons que, avant le déclenchement de la sudation $E = 0$.

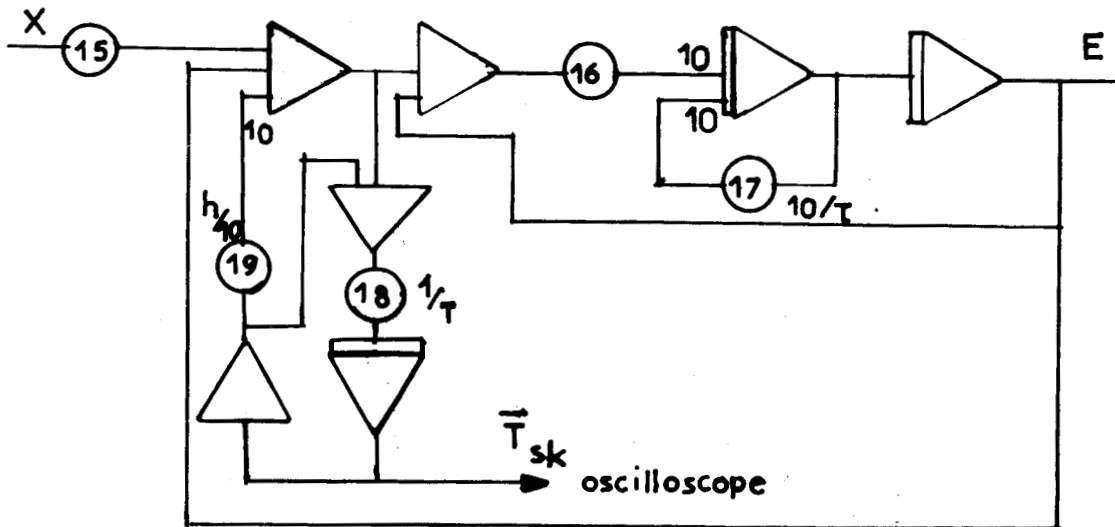
la fonction de transfert VI. 3. devient alors :

VI. 6.

$$\frac{\bar{T}_{SK}}{X} = \frac{1}{1+\frac{h}{2}} = \frac{1}{1+\frac{T}{1+\frac{h}{2}}p} = 0,68 \cdot \frac{1}{1+0,7p}$$

qui est aussi une fonction de transfert du premier ordre, de constante de temps à peu près identique et de gain plus grand. Lorsqu'il y a un retard du déclenchement de la sudation, la courbe de variation de la température cutanée est alors formée de deux réponses du premier ordre, qui se raccordent au moment de l'apparition du débit sudoral.

Nous avons simulé ce système sur calculatrice hybride (figure VI.4.) sans tenir compte des conditions initiales pour vérifier l'allure du phénomène lors d'un retard au déclenchement de la sudation. En faisant varier le retard, nous avons observé à l'oscillographe cathodique les courbes de la figure VI.5.



avec les réglages potentiométriques :

p 15	= 4 V
p 16	= 0,2
p 17	= 0,94
p 18	= 0,010
p 19	= 0,94

Figure VI.4.

Nous voyons que pour une même amplitude de l'entrée en échelon, les types de réponses de la température cutanée varient suivant le retard du déclenchement de la sudation.

Cette allure sera donc fonction :

- d'une part de la température cutanée initiale
- d'autre part de la température de neutralité thermique du sujet.

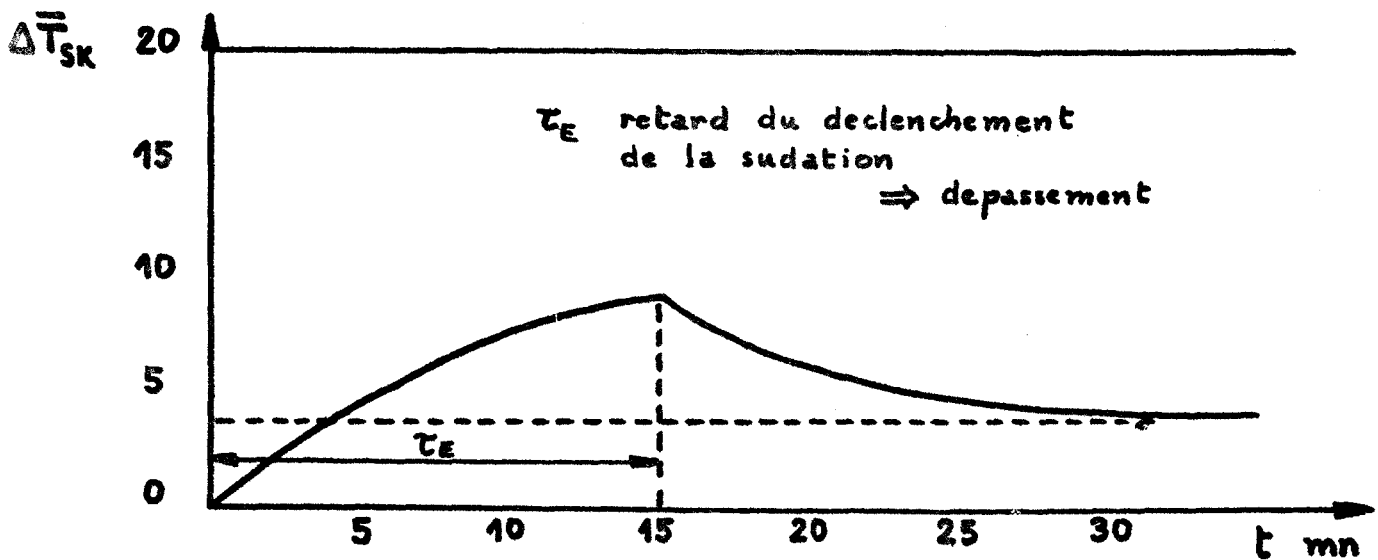
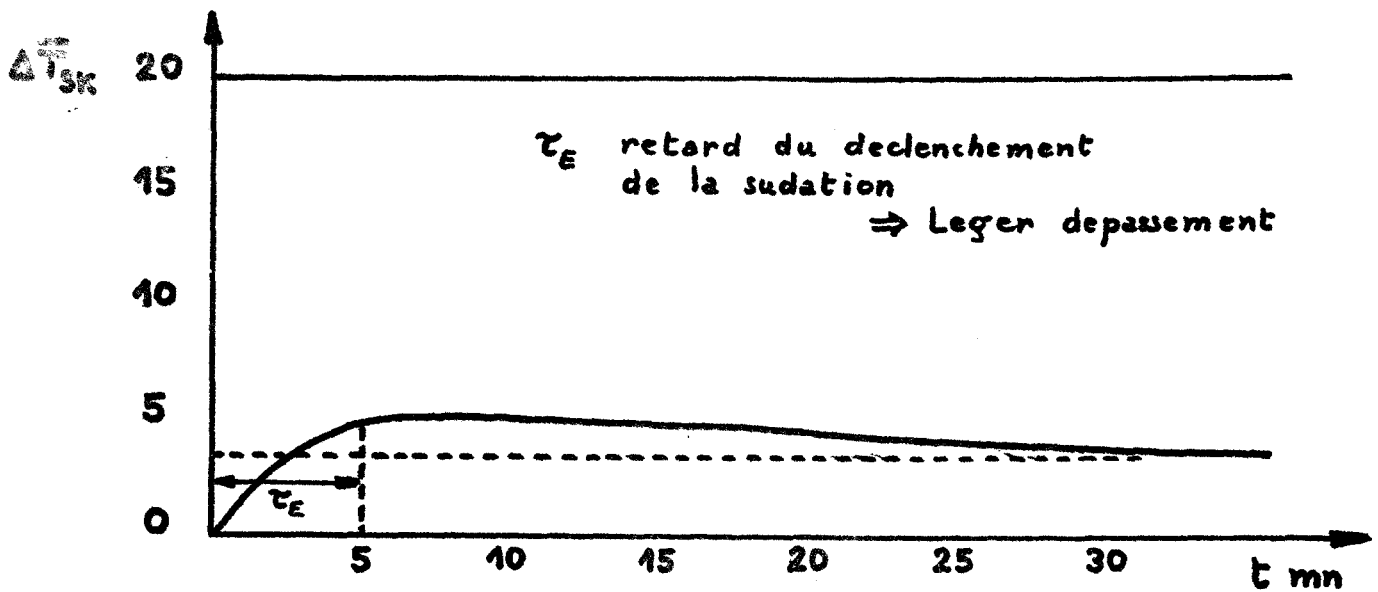
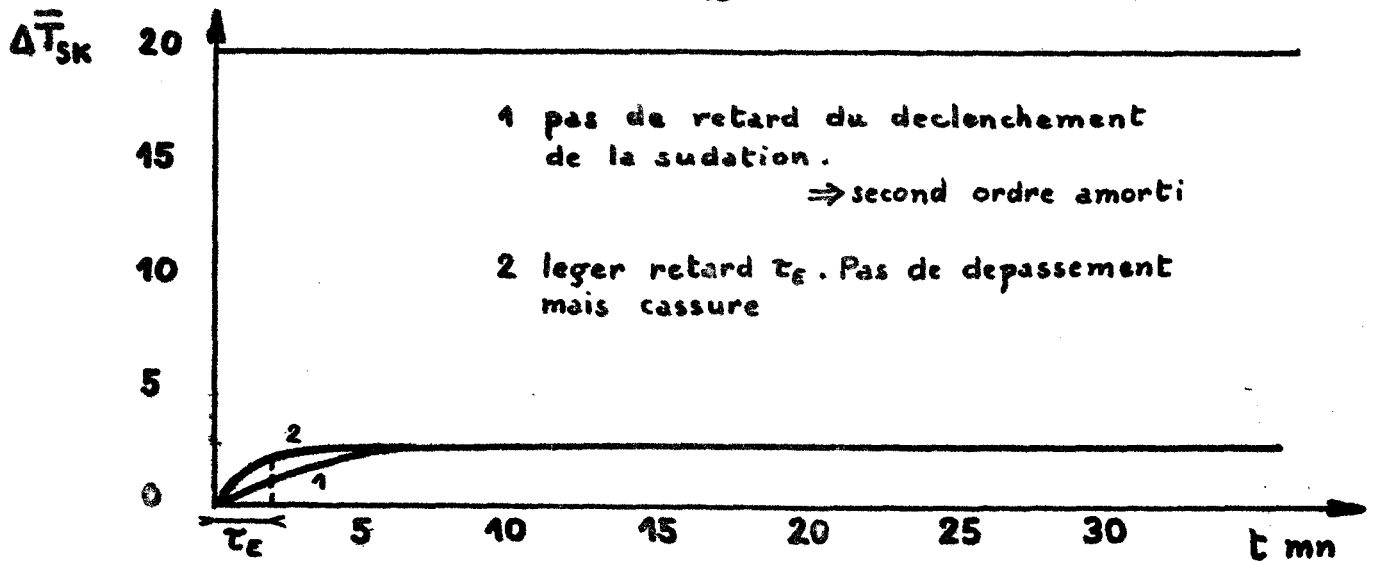


Figure VI.5. Etude de $\bar{T}_{SK}$

VI.2.3. Problèmes liés à la mise en condition initiale

Nous allons maintenant étudier comment réagit la température cutanée lors de la mise en condition initiale du sujet.

Le calcul (IV.3) du chapitre IV, nous montre que, lorsque la température ambiante est celle de la neutralité thermique, les températures cutanée et centrale lui sont supérieures, en régime permanent. Lorsque la température ambiante T_a augmente, $\bar{T}_{SK}$ et T_{co} prennent une nouvelle valeur, cette température étant due à la charge thermique $h(T_a - T_0)$, si T_0 est la température de neutralité thermique, le procédé est identique au comportement du débit surdoral pendant la période d'attente du sujet Cf. Ch.V.

Pour réaliser ceci, nous avons utilisé un compteur logique (Figure VI.6) pour retarder l'entrée en échelon. En effet, lorsque la machine est en mode calcul, le compteur, dont la sortie commande un interrupteur analogique, se bloque à zéro. L'interrupteur est ouvert, et l'entrée du système est limitée à la charge $h(T_a - T_0)$.

Au bout d'un temps préaffiché, la sortie du compteur devient égale à 1, ce qui ferme l'interrupteur et envoie l'échelon à l'entrée du système.

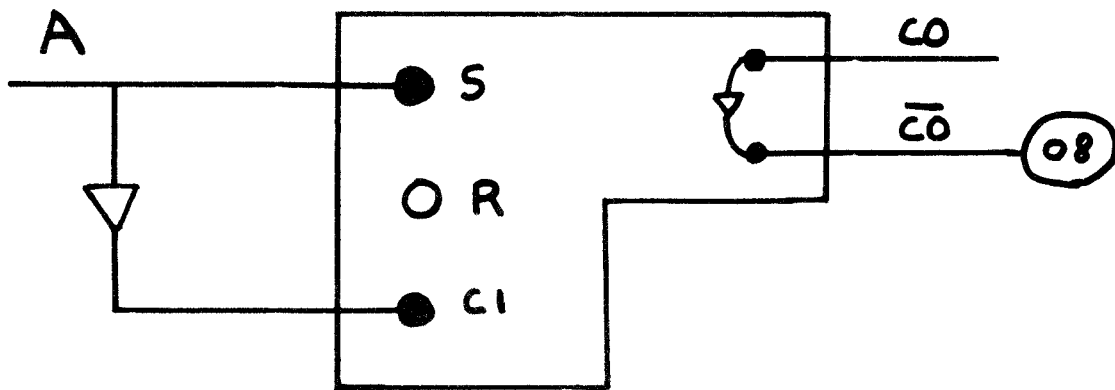


Figure VI.6.

Avant de donner le schéma général du système thermorégulateur nous allons parler de la température centrale T_{co} .

VI.3 - ETUDE DE LA TEMPERATURE CENTRALE

Dans tout ce chapitre nous n'avons pas précisé le rôle joué par la température centrale. Nous pensons en effet d'après cette étude, qu'elle occupe une place prépondérante dans la thermorégulation, mais qu'elle serait plutôt une conséquence passive des échanges thermiques, et en particulier du stockage $\Delta S = \int \epsilon dt$. La chaleur qui n'est pas écoulee augmente la température du noyau.

La variation de température centrale en effet est nulle pendant un certain temps, malgré l'effet de stockage thermique. Son élévation se produit en même temps que le déclenchement de débit sudoral. L'hypothèse a été avancée (4) que le stockage thermique mettrait un certain temps avant d'arriver au noyau, à cause des couches cutanées qui l'entourent. Nous n'observons alors pas encore d'élévation de la température centrale. Ensuite ce stockage chauffe le noyau, donc augmente la température centrale. Celle-ci loin d'être la grandeur régulée apparaît en sortie d'un système en boucle ouverte, sa variation est la conséquence du stockage thermique. Il est possible d'écrire :

$$VI.7. \quad \frac{m C_p}{A} \Delta T_{co} = \Delta S \quad (\text{loi de Newton})$$

$$VI.8. \quad \text{or} \quad \Delta S = \int_0^t \epsilon d\tau$$

d'où la relation :

$$VI.9. \quad \boxed{\frac{T_{co}}{\epsilon} = \frac{A}{m C_p} \cdot \frac{1}{p}}$$

m étant la masse du noyau = 0,8 Masse totale du corps; C_p la capacité calorifique du noyau = 0,58 Cal/S ; et A , la surface du corps en m^2 .

$$\text{Le gain du système est donc } \frac{A}{m C_p} = 0,065$$

Nous pouvons maintenant donner un schéma général du système thermorégulateur. (Sans tenir compte de l'hypothèse (4)).

VI.4 - SCHEMA GENERAL DU SYSTEME THERMOREGULATEUR

Nous allons simuler sur calculatrice hybride le système dont nous donnerons le schéma-bloc figure VI.7.

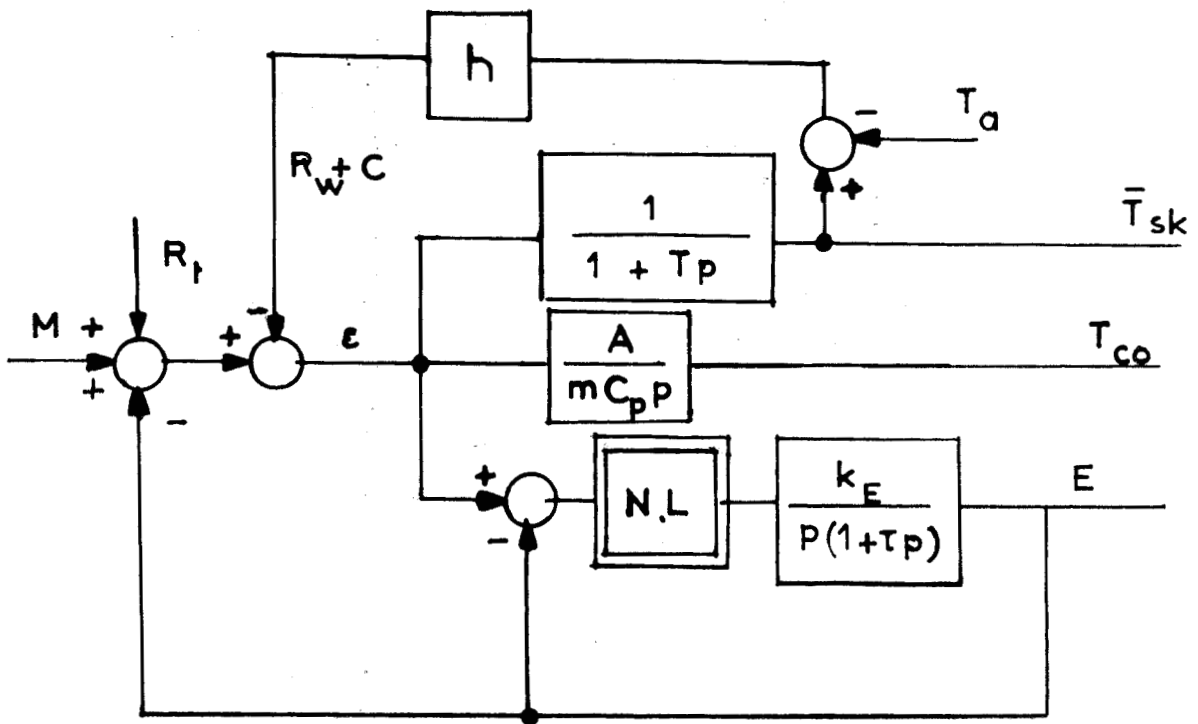


Figure VI.7.

Avec le réglage potentiométrique suivant :

$$\begin{aligned}
 p\ 10 &= M &= 0,4\ V \\
 p\ 11 &= R_t &= 4\ V \\
 p\ 12 &= &= 0,1 \\
 p\ 13 &= S &= 2\ V \\
 p\ 14 &= \alpha &= 0,25\ V \\
 p\ 16 &= \frac{1}{10} \left(\frac{1}{T_1 T_2} \right) &= 0,2 \\
 p\ 17 &= \frac{1}{10} \left(\frac{1}{T_1} + \frac{1}{T_2} \right) &= 0,8 \\
 p\ 18 &= \frac{A}{mC_p} &= 0,065 \\
 p\ 19 &= & \\
 p\ 20 &= \left| \frac{1}{T} \right. &= 0,1 \\
 p\ 21 &= \frac{h}{10} &= 0,94 \\
 p\ 22 &= T_a &= \text{variable, au départ} = 0
 \end{aligned}$$

Nous présentons maintenant les résultats obtenus par simulation, en réponse à une entrée échelon, puis à une entrée en rampe.

VI.5 - ANALYSE DES RESULTATS DE LA SIMULATION

VI.5.1. Entrée échelon

Les courbes obtenues lors de la simulation nous indiquent les réactions des diverses grandeurs intervenant dans la thermorégulation lors d'une perturbation en échelon.

Nous constatons Figure VI.9. que, lorsque le débit sudoral présente un retard τ_E , (le sujet a été placé à une température de condition initiale légèrement supérieure ou égale à sa neutralité thermique), la température cutanée qui est uniquement contrôlée par les charges de radiation et convection présente un dépassement dont le sommet suit de très près le déclenchement de la sudation. La température centrale, quant à elle, varie peu et nous voyons, au moment du dépassement de la température cutanée moyenne, une inversion du gradient $T_{co} - \bar{T}_{SK}$. Cette inversion n'étant que transitoire, il n'en résulte aucun dommage pour l'homme.

Lorsque le sujet est placé à une température de mise en condition initiale bien supérieure à sa température de neutralité thermique, la réponse sudorale ne présente pas de retard (Figure VI.11.).

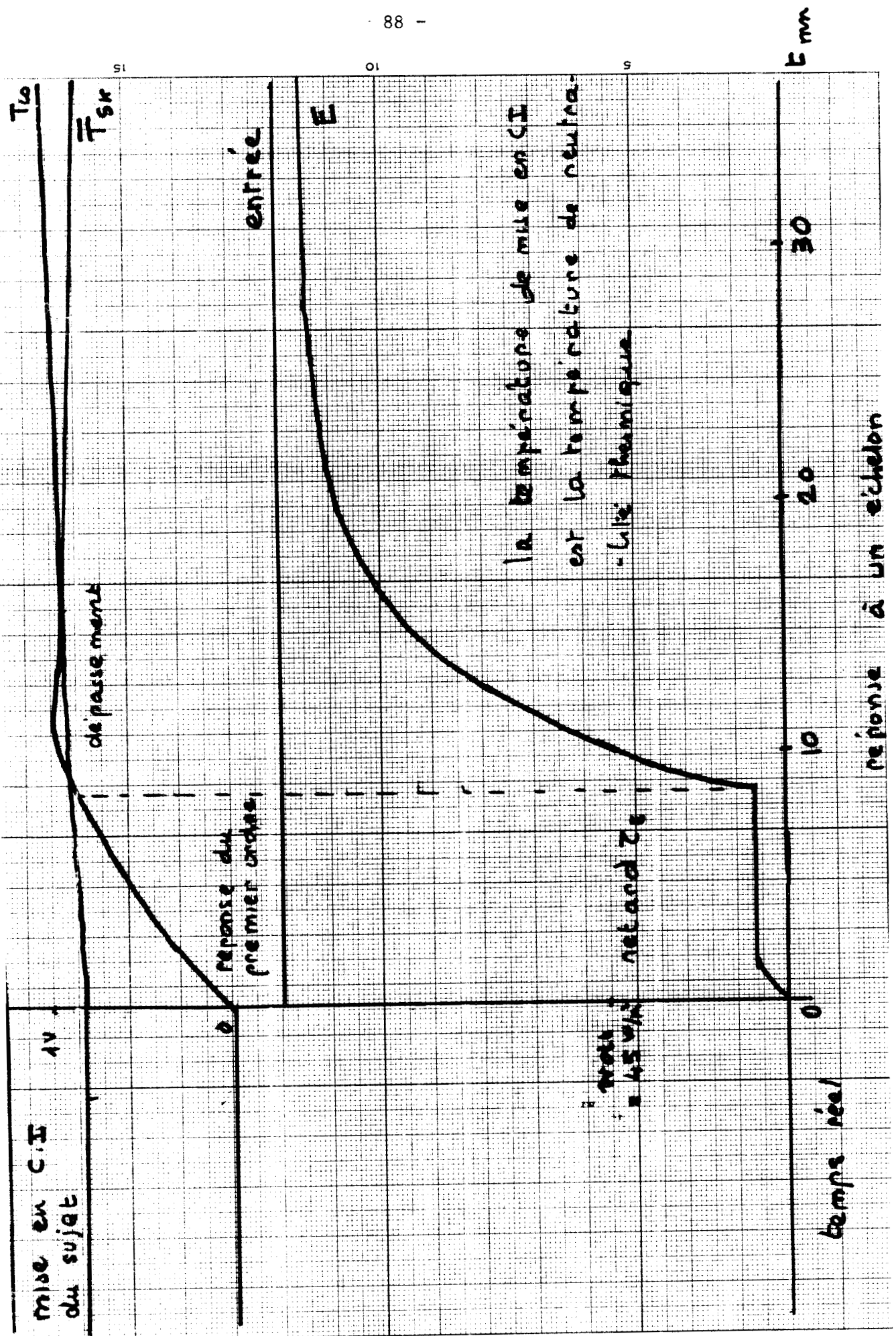


Figure VI. 9.

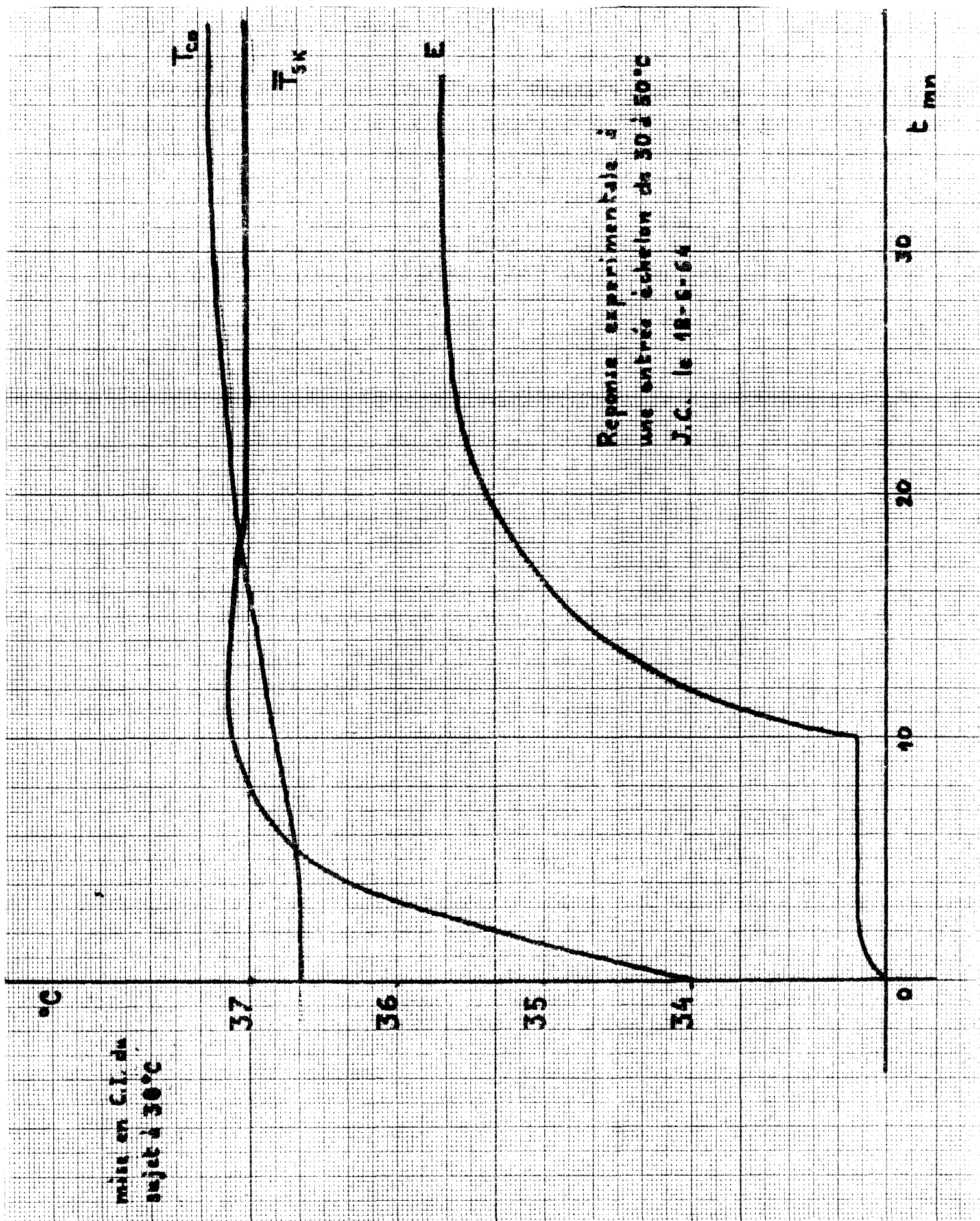


Figure VI.10.

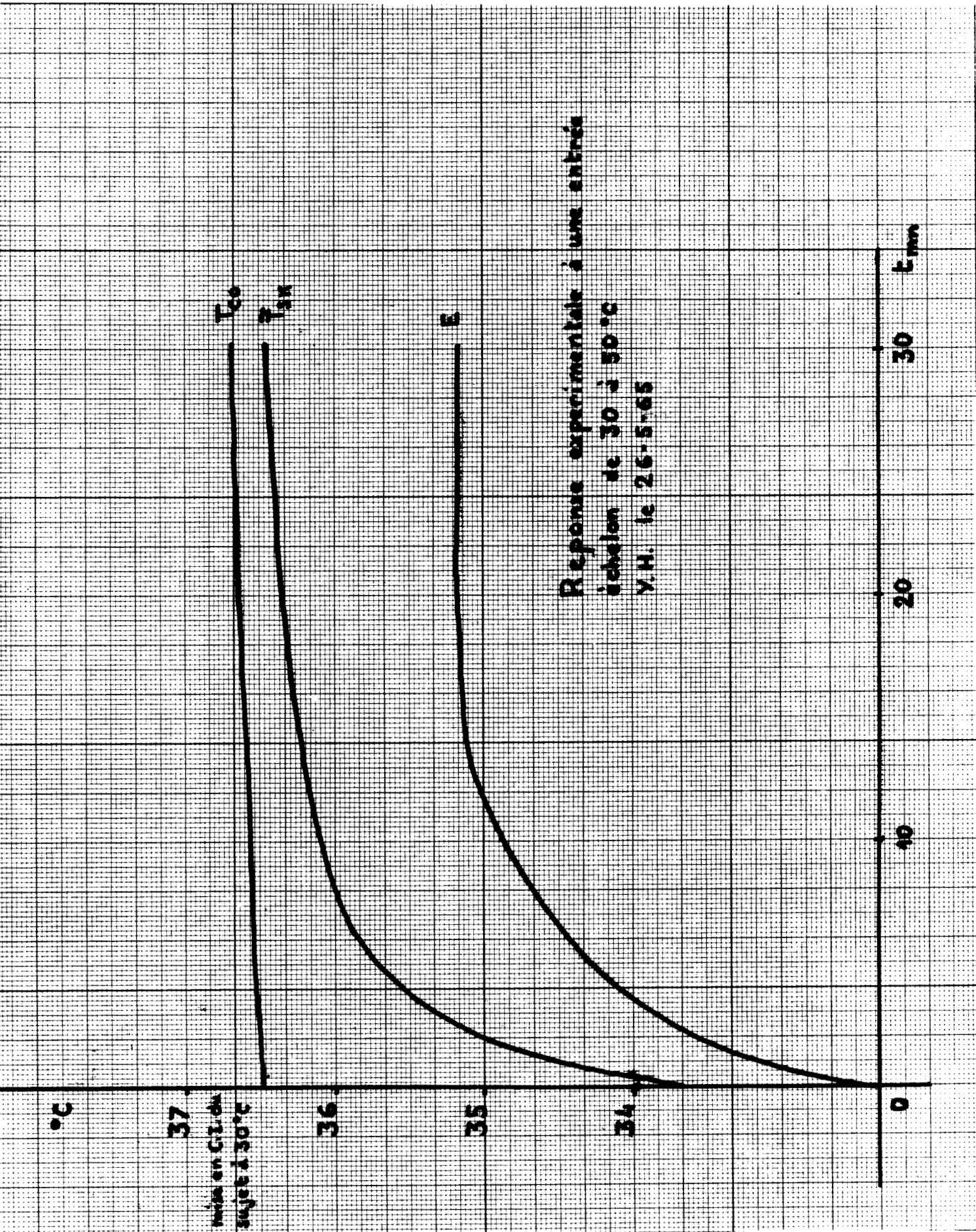


Figure VI.12

mise en

CT du

sujet

T_{CO}

T_{SK}

92

entrée

retard τ_E

1 volt

$\frac{1}{45.57} = 22 \mu s$

t_{mn}

30

20

10

temps réel

réponse à une entrée pente

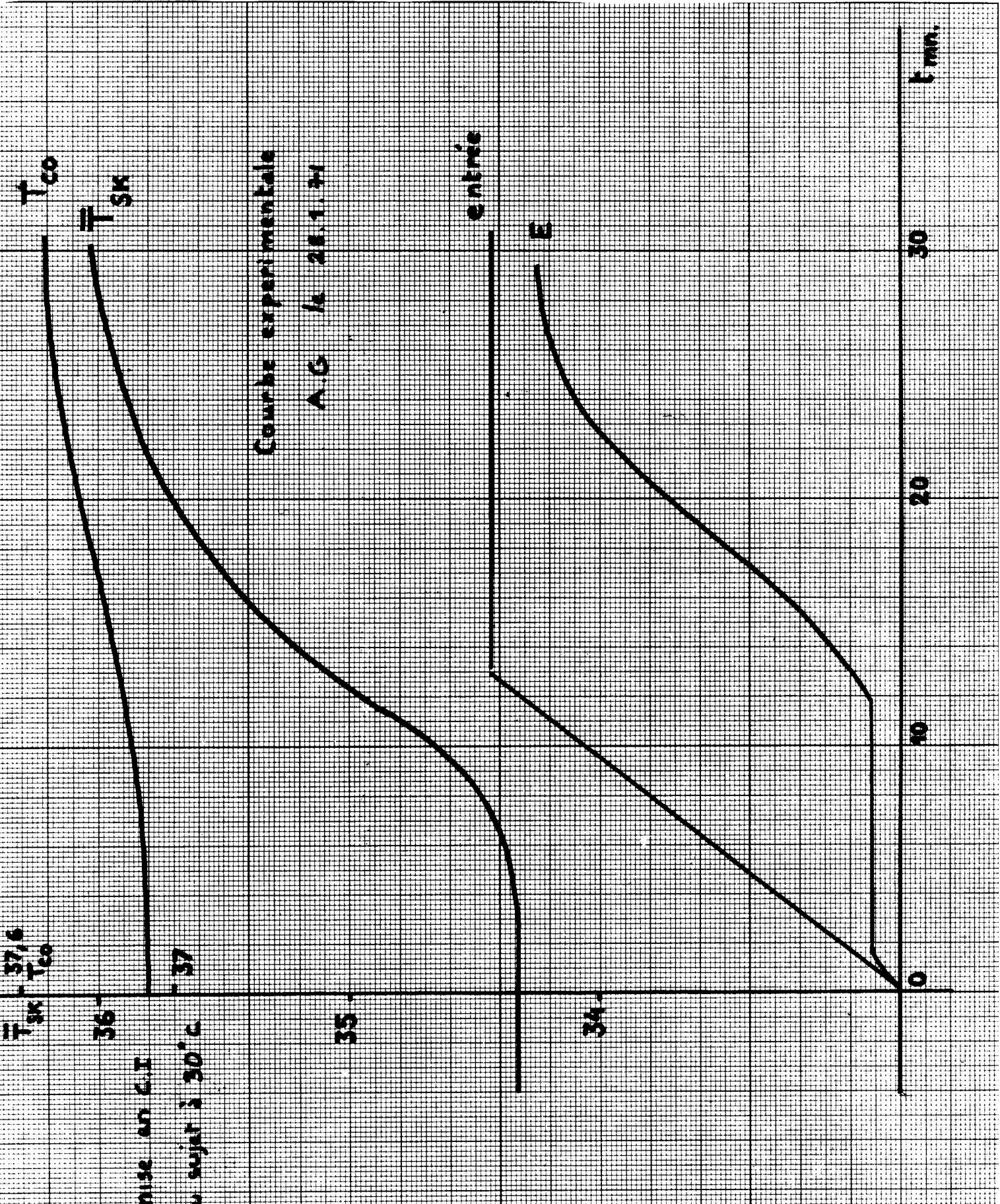


Figure VI.14

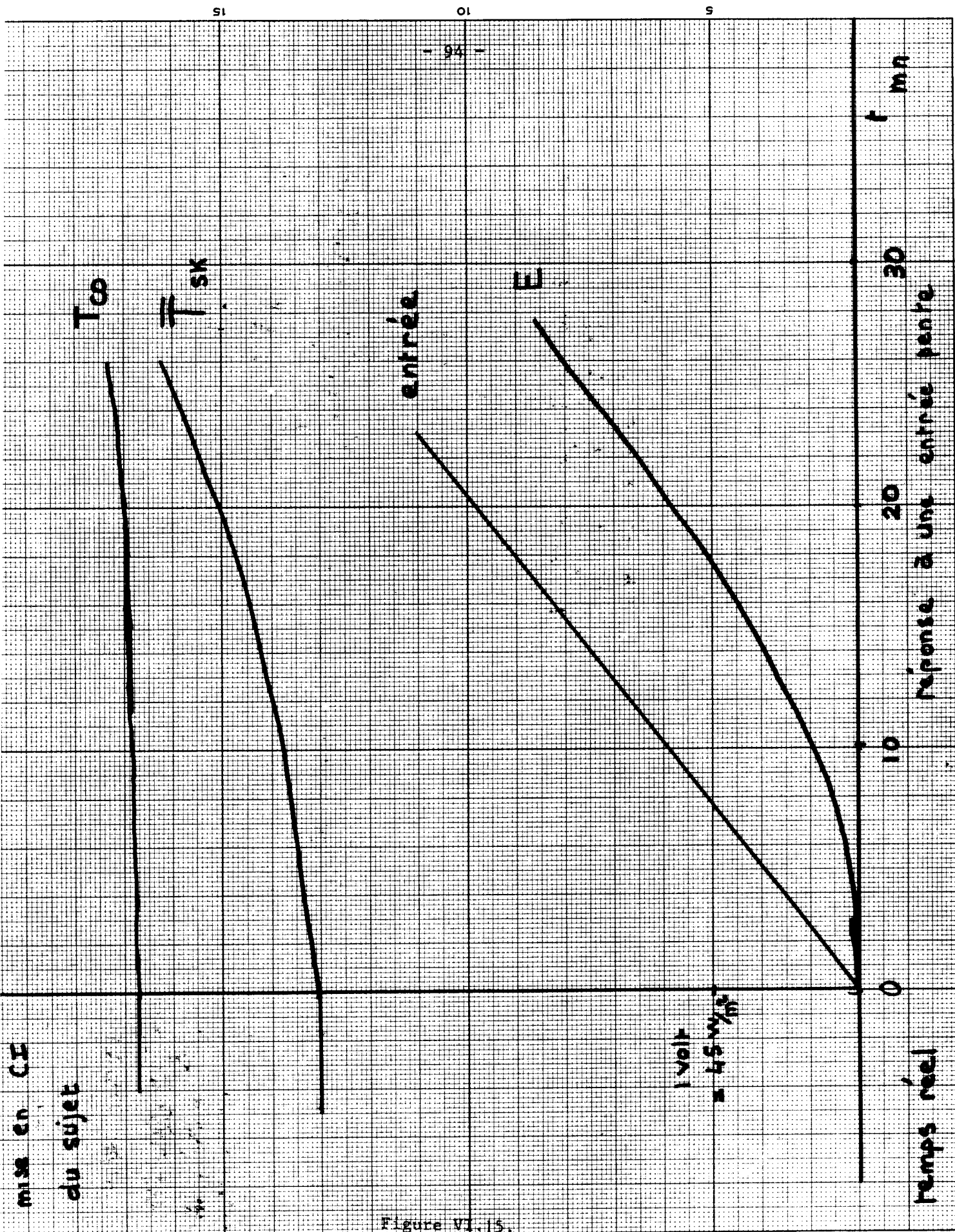


Figure VI.15.

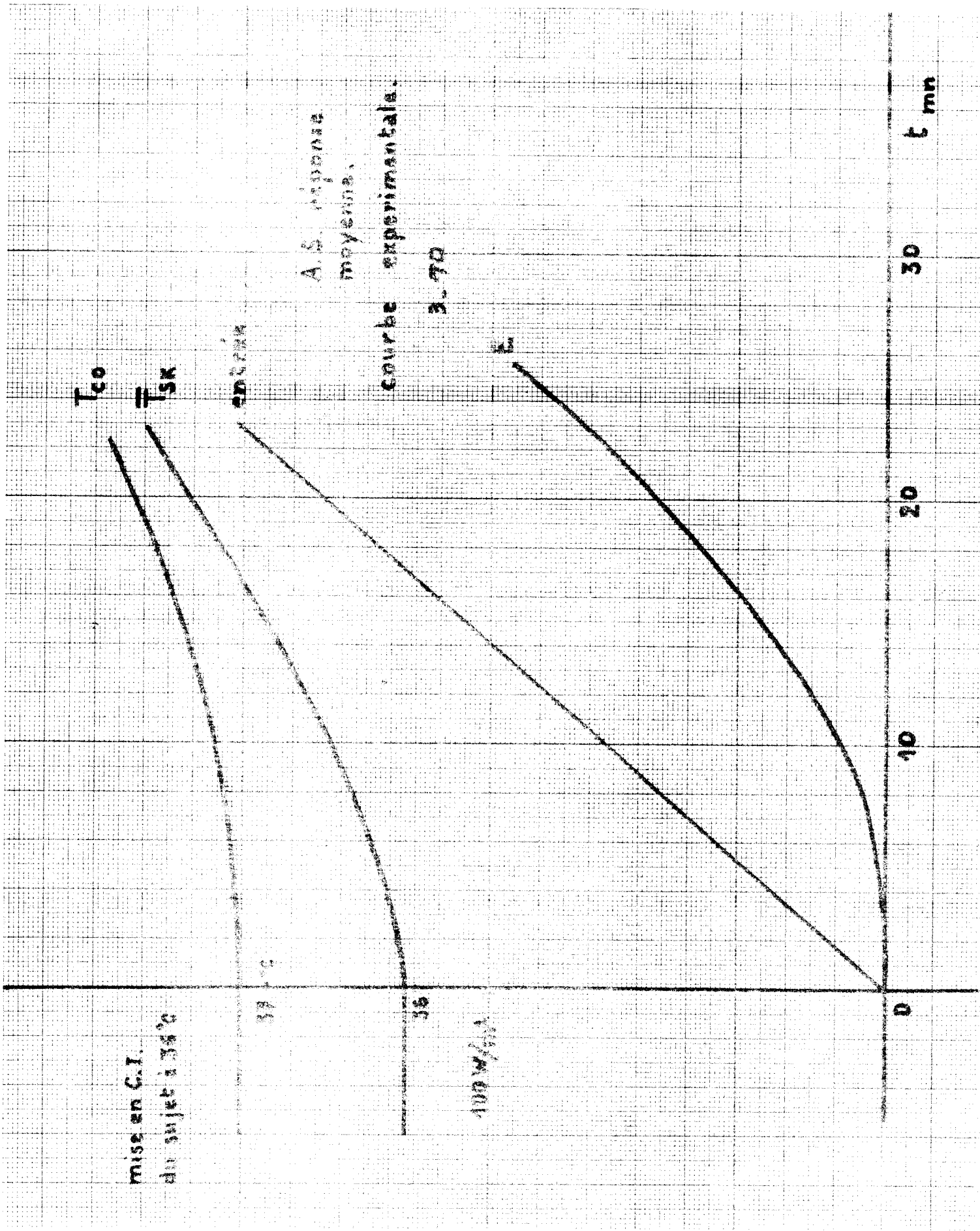


Figure VI.16

La courbe de variation de $\bar{T}_{SK}$, ne présente plus de dépassement, et un amortissement supérieur à celui de la figure VI.9, comme si la constante de temps $\bar{T}_{SK}$ s'était modifiée.

VI.5.2. Entrée en rampe

Comparons maintenant les réponses du modèle lors d'une perturbation en pente, et les résultats expérimentaux. Lorsqu'il y a retard du déclenchement de la sudation (Figure VI.13.). Nous observons tout d'abord une réponse identique à celle de l'entrée échelon : c'est la réponse constante indépendante de l'entrée, puis, après déclenchement de la sudation la réponse est linéaire. La température cutanée répond immédiatement à l'entrée en rampe puis après le déclenchement de la sudation, elle présente un certain amortissement. La température centrale s'élève lentement, et la faible amplitude de sa variation rend difficile toute interprétation.

Lorsqu'il n'y a pas de retard du déclenchement de la sudation (Figure VI.15) la réponse donnée par la calculatrice hybride est linéaire, la température cutanée présente une réponse sans cassure, plus amortie que dans le cas précédent (Figure VI.13.).

VI.6 - CONCLUSION

Dans les deux types d'excitation, les réponses simulées sont tout à fait comparables à celles obtenues expérimentalement (Figures VI.10, 12, 14, 16).

Mais l'intérêt du modèle mathématique est de pouvoir être utilisé à la place du système qu'il représente. Nous avons par exemple tracé la réponse du modèle à une entrée périodique (ici sinusoïdale), en partant d'une condition initiale qui serait celle du sujet placé à la neutralité thermique. Nous avons obtenu les réponses des Figures VI.17. et VI.18.

La température cutanée répond sans retard, tandis que, avant déclenchement de la sudation, la réponse sudorale ne tient pas compte de l'entrée. Puis lorsque la sudation est déclenchée, elle suit l'entrée (avec un retard).

Des expériences ultérieures permettraient de corroborer ces résultats, ou de modifier le modèle de façon à augmenter son champ d'action.

Pour donner une idée vraiment complète de notre modèle, il conviendrait enfin d'ajouter un terme de saturation qui représente le pouvoir maximum évaporatoire de l'ambiance.

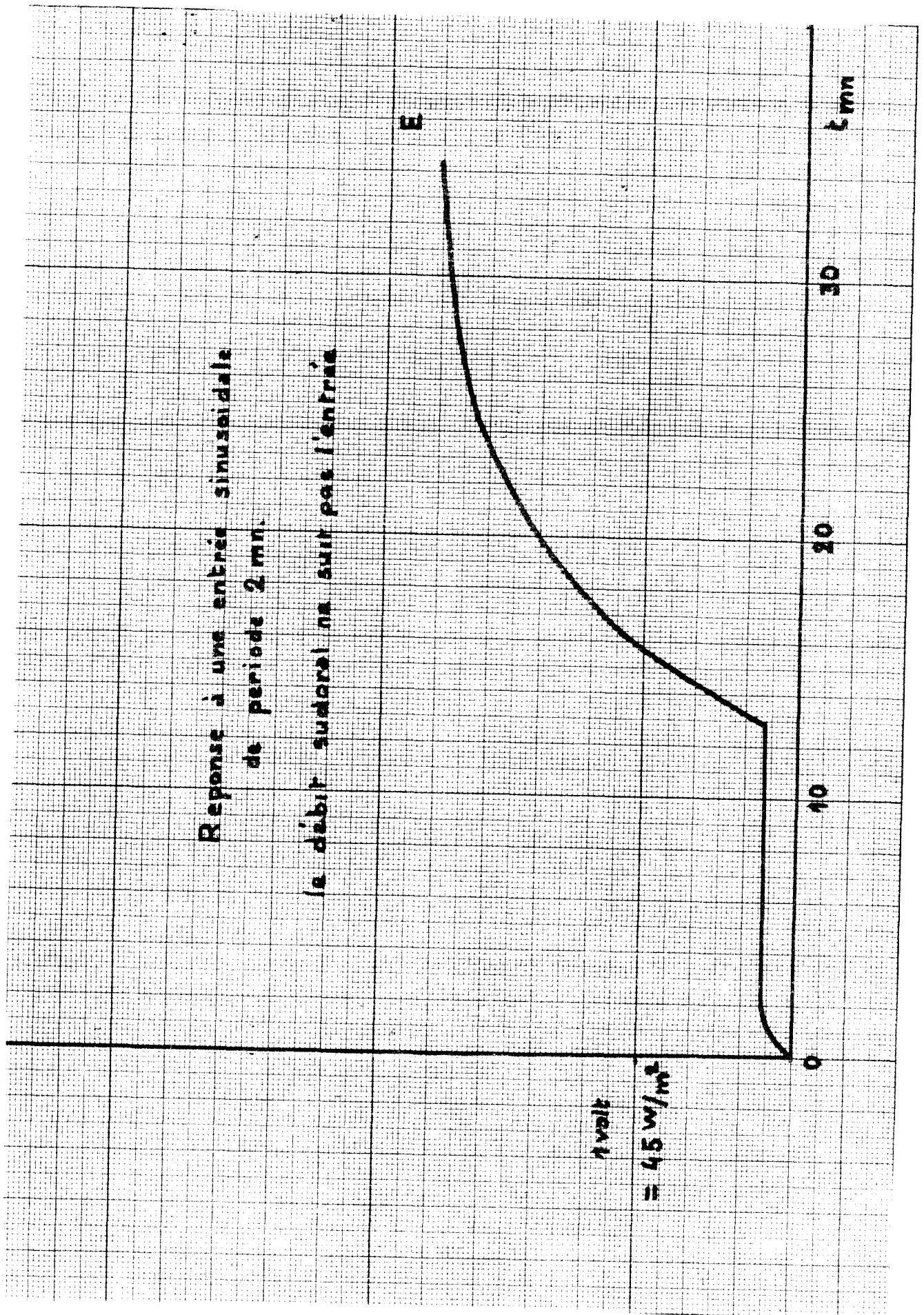


Figure VI.17.

Reponse à une entrée sinusoïdale
de période 2mn.

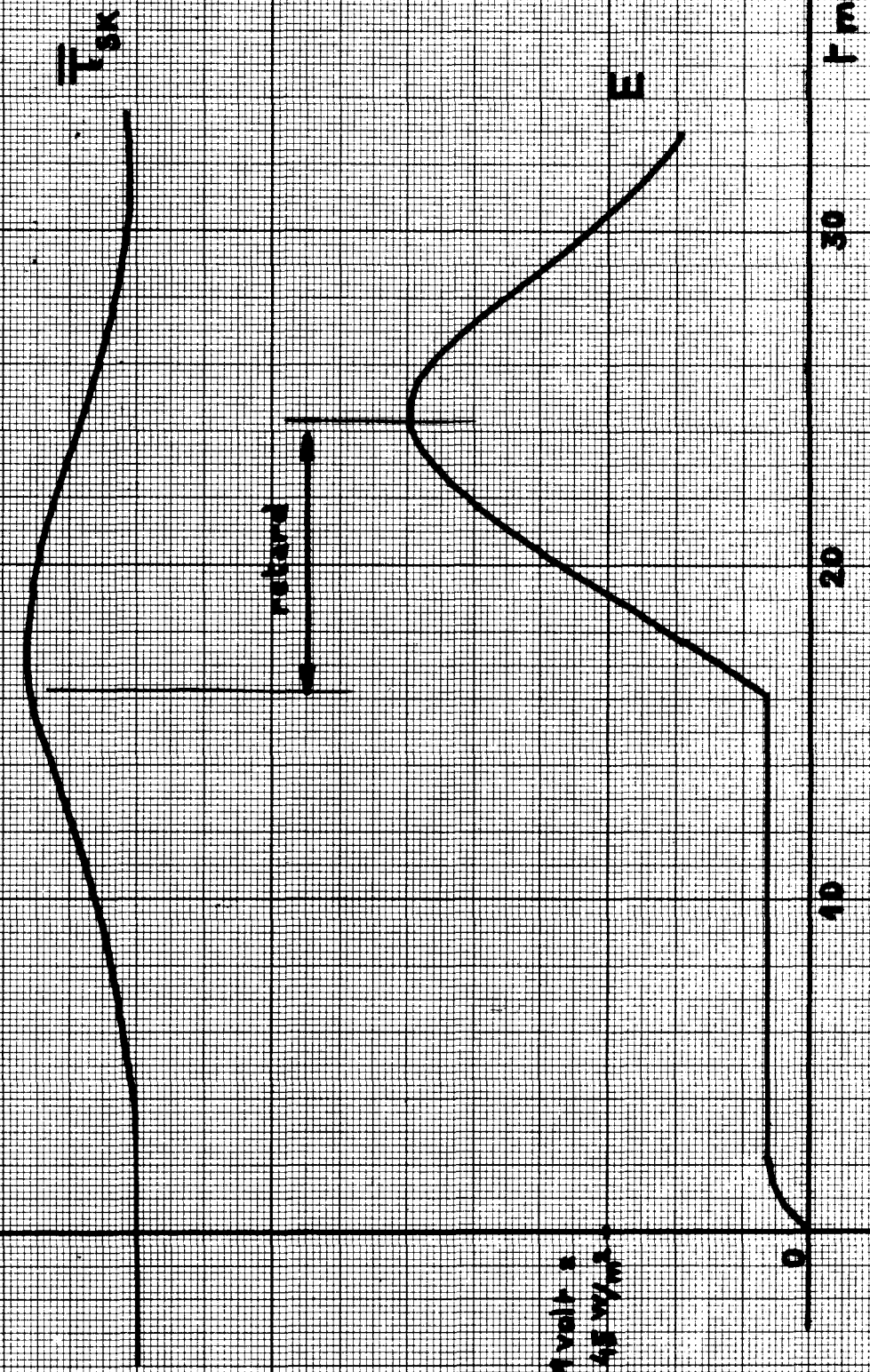


Figure VI.18.

CONCLUSION GENERALE

En réalisant notre modèle, nous nous sommes essentiellement attachés à élaborer un système simple, de manière à mettre en évidence l'enchaînement des diverses fonctions qui participent à la thermorégulation.

Nous avons en particulier, à la suite d'expériences, basé notre travail sur une hypothèse **originale** en admettant que la température centrale, n'est pas la grandeur réglée. A l'encontre de beaucoup d'auteurs nous n'avons pas fait intervenir la température centrale de référence. Il semble que nous pouvons proposer une autre interprétation basée sur le bilan thermique qui donne des résultats satisfaisants.

Nous avons aussi voulu montrer l'unicité qualitative de la structure du système thermorégulateur malgré l'apparente diversité des résultats expérimentaux. Cette hypothèse de travail a été vérifiée expérimentalement à posteriori.

La complexité du processus étudié nous a amenés à rechercher un modèle qui approche plus la réalité qu'une formulation mathématique.

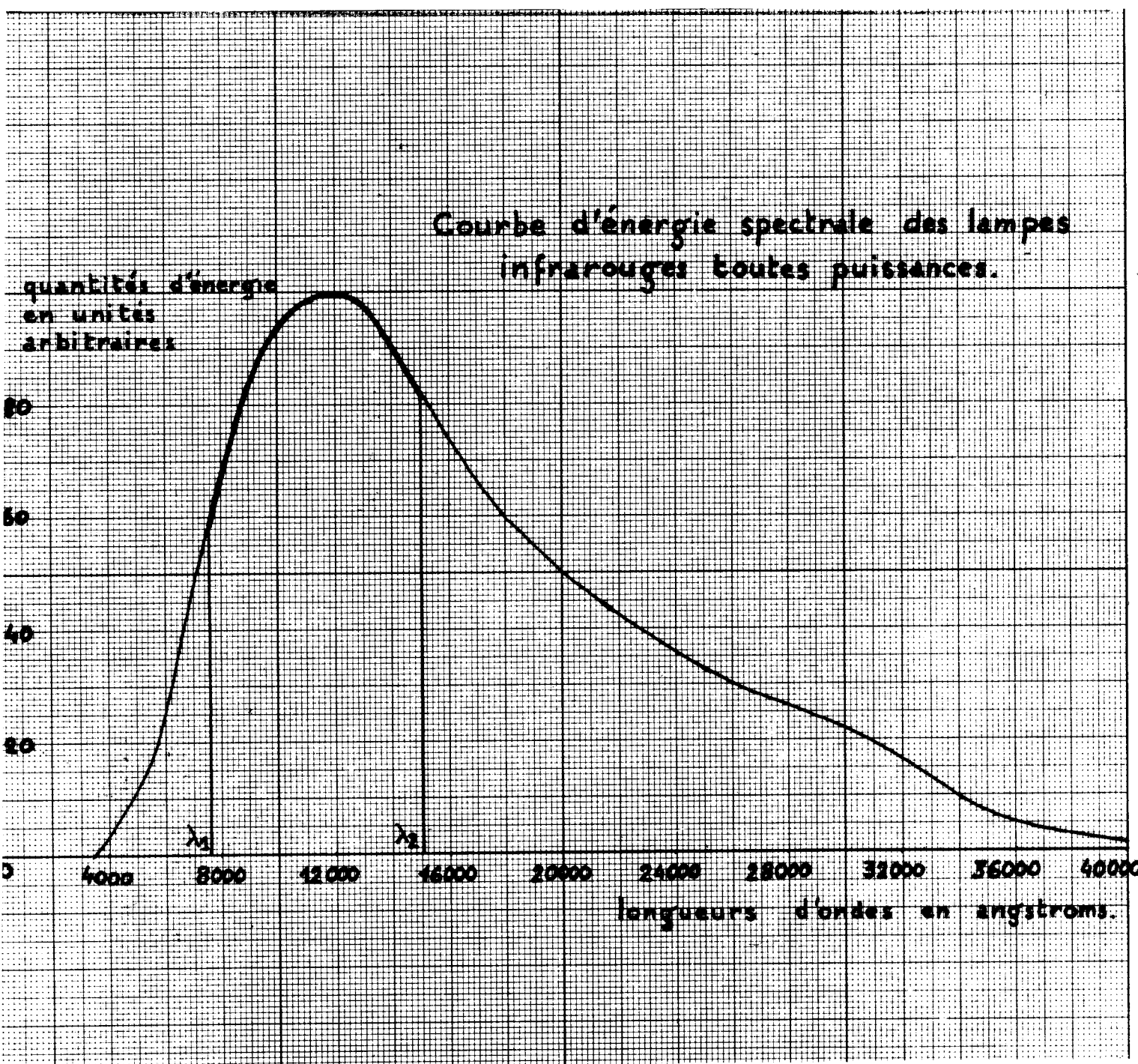
Une première approximation consiste à linéariser. Cependant, comme tout système réel, les processus physiologiques ne sont pas réductibles à cette hypothèse élémentaire, et c'est dans ce sens que nous pensons orienter nos futures recherches. Il semble qu'une analyse mathématique poussée, devrait faire appel à des outils plus élaborés ; en effet, l'autoadaptation, caractéristique des fonctions biologiques complique considérablement le problème d'approche.



ANNEXE 1

Caractéristiques des lampes infra-rouge

Les longueurs d'ondes qui nous intéressent sont celles comprises entre $\lambda_1 = 0,75\mu$ et $\lambda_2 = 1,5\mu$. L'énergie maximum émise par ces lampes est bien comprise dans ce domaine.

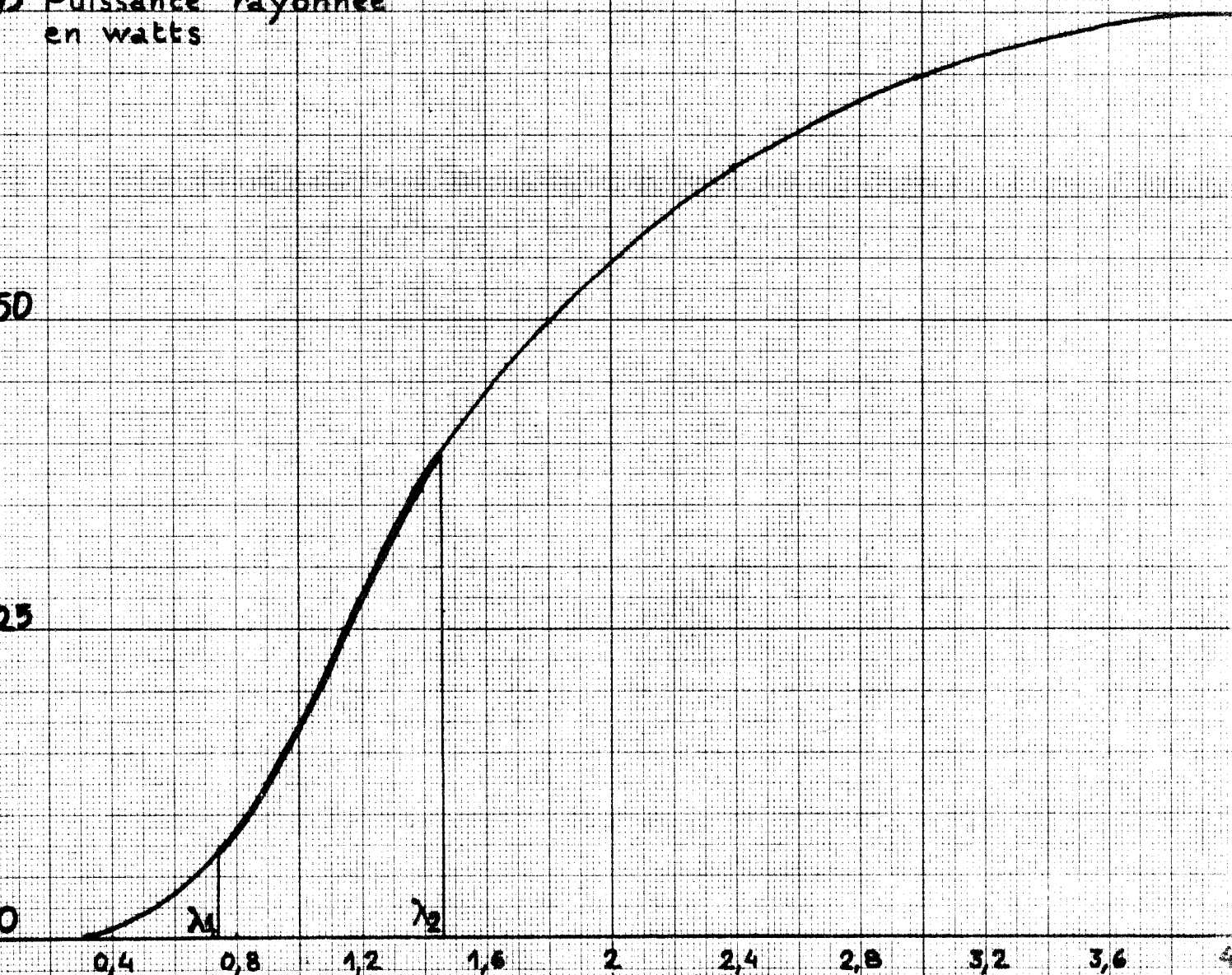


Courbe d'énergie spectrale de la lampe infrarouge

100 watts 110/130 V

220/240 V

Puissance rayonnée
en watts



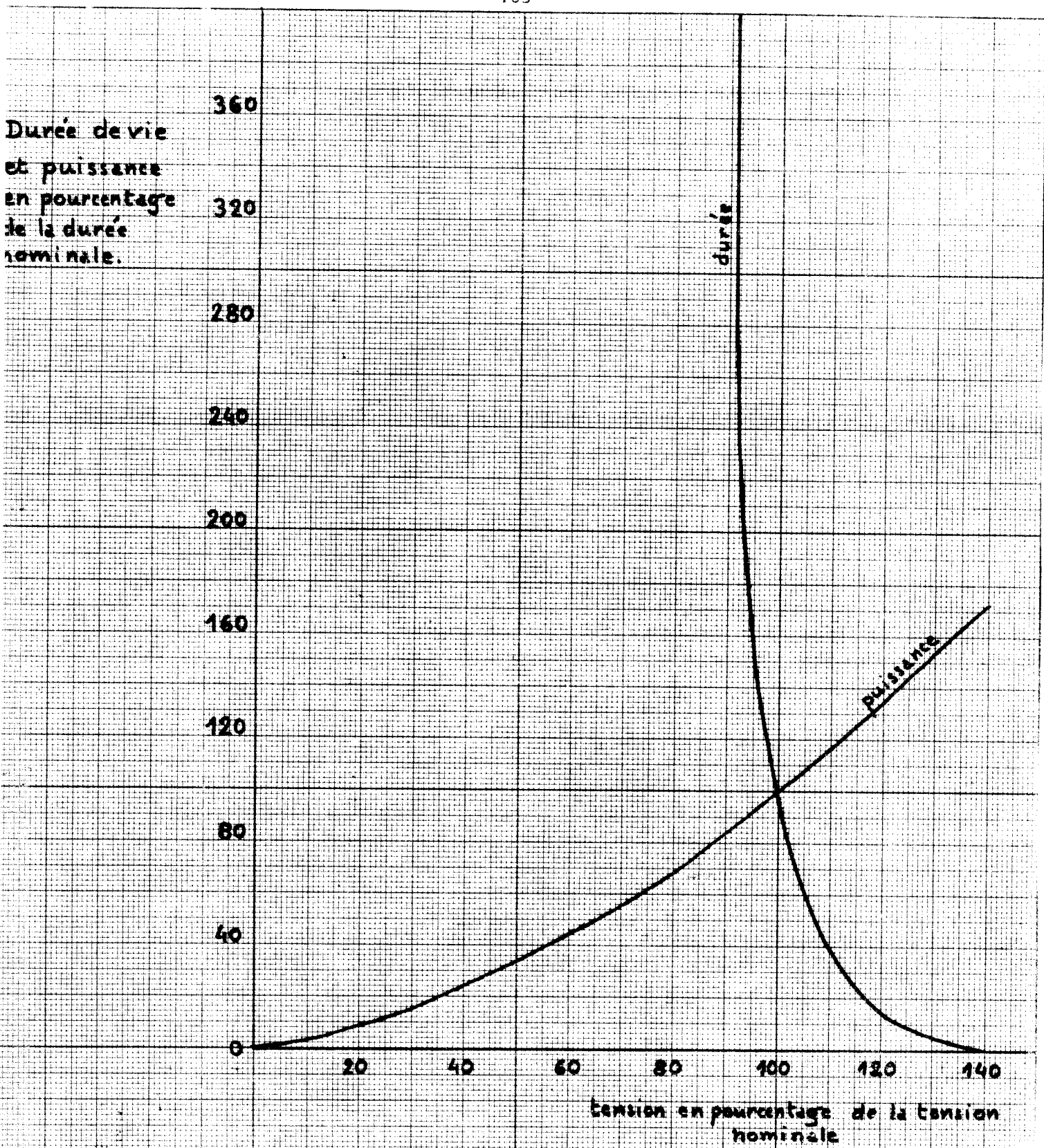
Longueur d'onde en microns

Pour obtenir la quantité d'énergie en watts émise dans une bande spectrale il suffit de faire la différence entre les valeurs des ordonnées des deux extrémités de la bande. Pour les puissances supérieures à 100 W. multiplier les valeurs obtenues par le rapport de puissance.

Ex : Pour 250 W. par le rapport $\frac{250}{100}$ soit 2,5.

La puissance émise par les lampes infra-rouges est fonction de la longueur d'onde λ considérée, donc la puissance maximum P_m sera une fonction de λ_m , mais P_m est aussi fonction de la tension aux bornes des lampes (cf courbe de caractéristiques des lampes).

Faire varier la tension aux bornes des lampes revient donc à déplacer λ_m . C'est pourquoi nous avons dû modifier notre premier montage (ch.III) et utiliser des tubes fonctionnent sous leur tension nominale.



CARACTERISTIQUES DES LAMPES (incandescence).

ANNEXE 2

Thermocouples

Principe

L'usage des thermocouples est basé sur l'effet thermoélectrique ou effet Seebeck (1822) : un circuit formé de deux conducteurs différents A et B, soudés par leurs extrémités, est parcouru par un courant électrique lorsque les deux soudures sont à des températures différentes θ_1 et θ_2 (figure 1). En circuit ouvert par coupure de l'un des conducteurs (figure 2), les deux extrémités étant à la même température, il existe entre elles une différence de potentiel qui mesure la f.e.m du thermocouple A/B pour la température θ_1 et θ_2 .

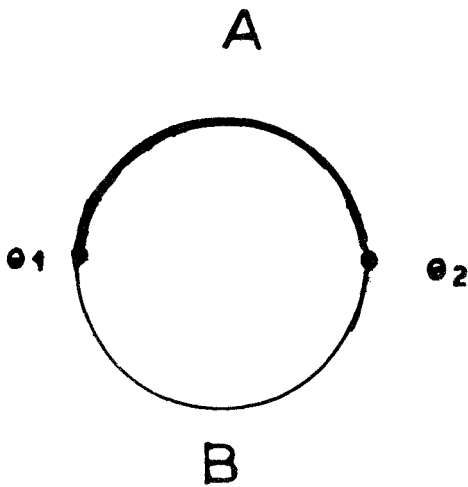


Figure 1. Circuit fermé

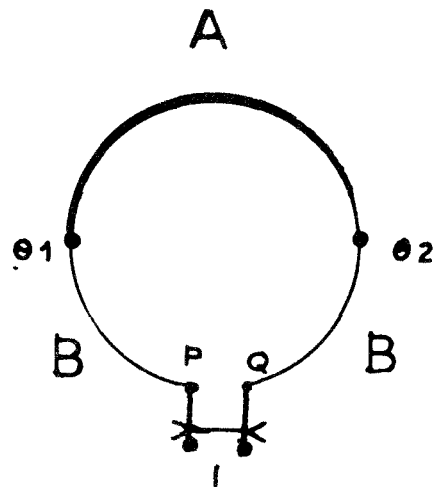


Figure 2. Circuit ouvert

Le phénomène est une conséquence des effets Peltier (1834) (phénomène thermique provoqué par le passage d'un courant électrique à travers la jonction de deux conducteurs A et B portés à la même température) et Thomson (1854) (phénomène thermique provoqué par le passage d'un courant électrique à travers un conducteur homogène dont la température n'est pas uniforme).

Mesure

L'introduction d'un appareil de mesure entre les points P et Q (cf. figure 2) n'introduit pas de force thermoélectrique parasite si l'appareil et les points P et Q sont à la même température.

La jonction entre les fils A et B de l'appareil de mesure peut être réalisée à l'aide d'un métal intermédiaire C si les jonctions A/C et B/C sont à la même température θ (figure 3).

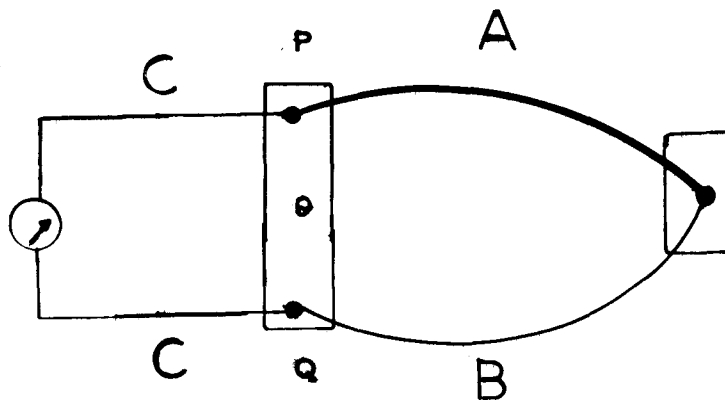


Figure 3

Les thermocouples utilisés dans nos expériences sont des thermocouples Cu-Constantan de $fem = 43 \mu V/^{\circ}C$

Montage des thermocouples

Nous avons utilisé le montage des thermocouples en parallèle (figure 4) pour connaître la variation de température moyenne due au rayonnement des tubes infra-rouge. Ce montage est dû à KILPATRICK qui a montré que la fem mesurée est d'autant plus voisine de la fem moyenne des couples que :

- le nombre de couples en parallèle est plus grand
- les fils constituant ces couples ont une section plus grande et sont plus longs.

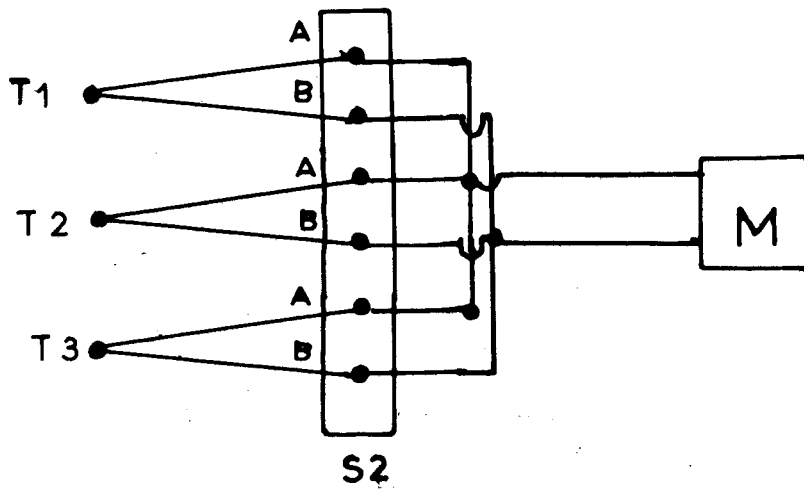


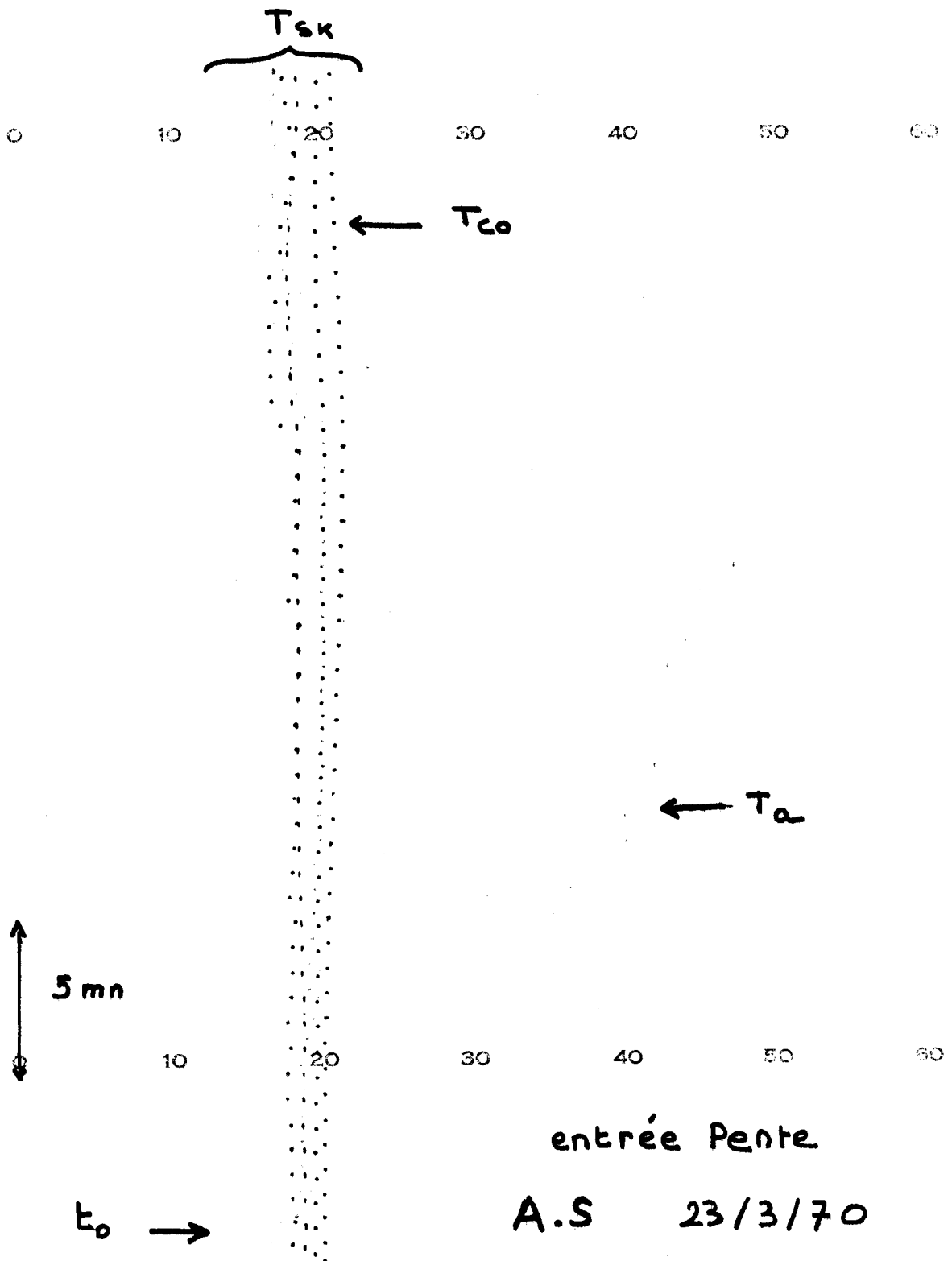
FIGURE IV

où A, B sont les éléments des couples
 S_2 la fonction de référence
M l'appareil de mesure.

ANNEXE 3

Mesure des températures cutanées

Les températures sont mesurées par 10 thermocouples enregistrés sur un enregistreur potentiométrique MECI donc nous donnons un tracé.



Un programme sur calculateur type Dassault nous donne :

la température centrale T_{co} (colonne de gauche)
les différentes valeurs de $\bar{T}_{SK}$ et leur valeur moyenne (pour un temps t fixe).

PROGRAMME

V\$00??((=XMJJ D @

TEMPERATURES CENTRALE ET CUTANEE SMJ

MJJ EXPERIENCE DU : GTMJJ @

T.C

T. SMITH

V\$01 .07\$21 .13\$22 .19\$23 .12\$24 .12\$25 .12\$26 .08\$27 .06\$28
.05\$29MJ.06\$30

MJA\$11 1\$12 1\$13 1\$14 1\$15 1\$16 1\$17 1\$18 1\$19 1\$20
1\$3@1VMJ\$OF

A %31%11*#21+%12*#22+%13*#23+%14@*#24+%15*#25\$40VMJ\$03@

[illegible]

\$04 A#40+ #41=VCDQ@@@@@@@@

RESULTATS

TEMPERATURES CENTRALE ET CUTANÉES

=====

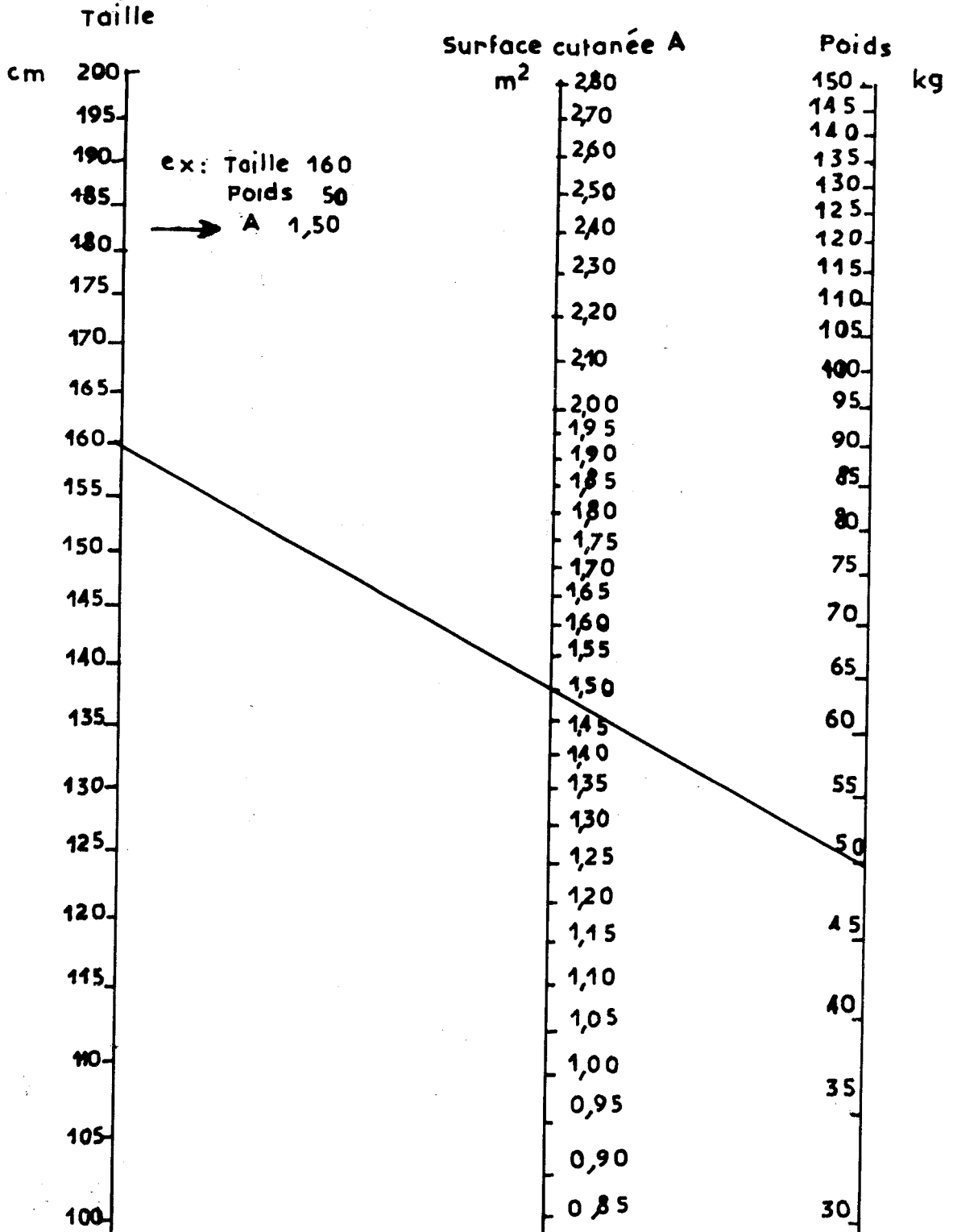
EXPERIENCE DU : 9.2.71 C.L

T.C												T.SM
37.35	31.8	35.5	35.6	35.7	35.6	35.6	35.3	35.3	34.2	36.8		35.29
37.30	31.8	35.5	35.6	35.7	35.7	35.6	35.3	35.2	34.1	36.5		35.27
37.30	31.8	35.4	35.6	35.7	35.7	35.6	35.3	35.2	34.0	36.6		35.26
37.30	31.8	35.4	35.6	35.7	35.8	35.6	35.2	35.2	33.8	36.9		35.27
37.35	32.4	35.6	35.8	36.0	36.0	35.6	35.4	35.2	34.4	37.2		35.50
37.35	33.0	35.7	36.0	36.5	36.6	35.6	35.8	35.3	35.0	37.8		35.83
37.35	34.0	35.9	36.5	37.1	37.3	35.6	36.2	35.6	35.8	38.2		36.29
37.40	34.8	36.2	37.0	37.8	38.0	35.6	36.8	35.8	36.3	38.6		36.76
37.45	35.4	36.5	37.4	38.4	38.6	35.6	37.2	36.0	36.5	38.8		37.13
37.55	35.8	36.7	37.7	38.8	39.0	35.7	37.5	36.2	36.8	38.8		37.40
37.60	36.1	36.9	37.8	38.9	39.2	35.7	37.7	36.5	36.9	39.0		37.55
37.65	36.4	37.0	38.0	39.1	39.3	35.6	37.8	36.7	37.0	38.8		37.66
37.70	36.8	37.1	38.1	39.3	39.4	35.7	37.9	36.9	37.0	38.7		37.78

ANNEXE 4

Mesure de la surface corporelle A

Elle se calcule au moyen d'une abaque, en fonction du poids et de la taille du sujet.

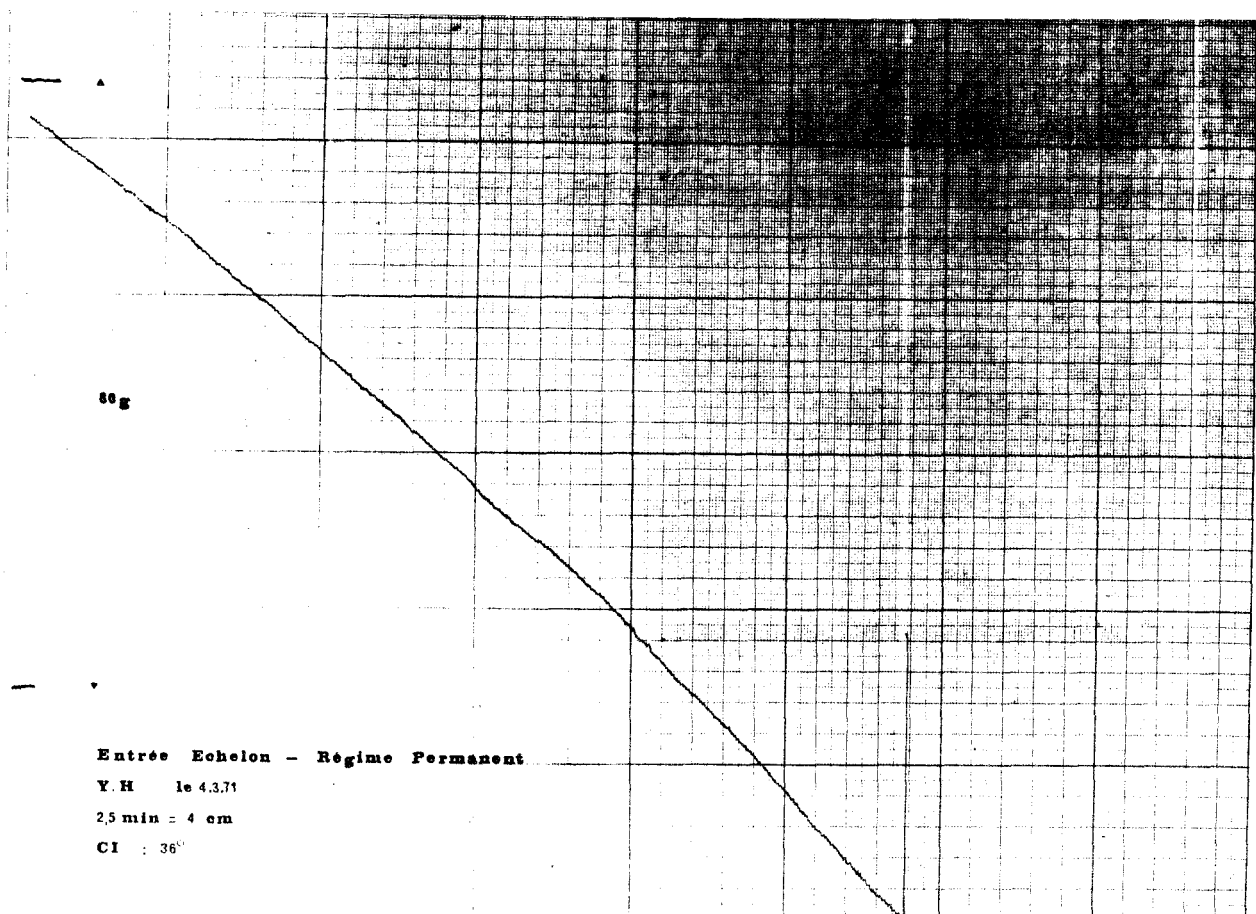


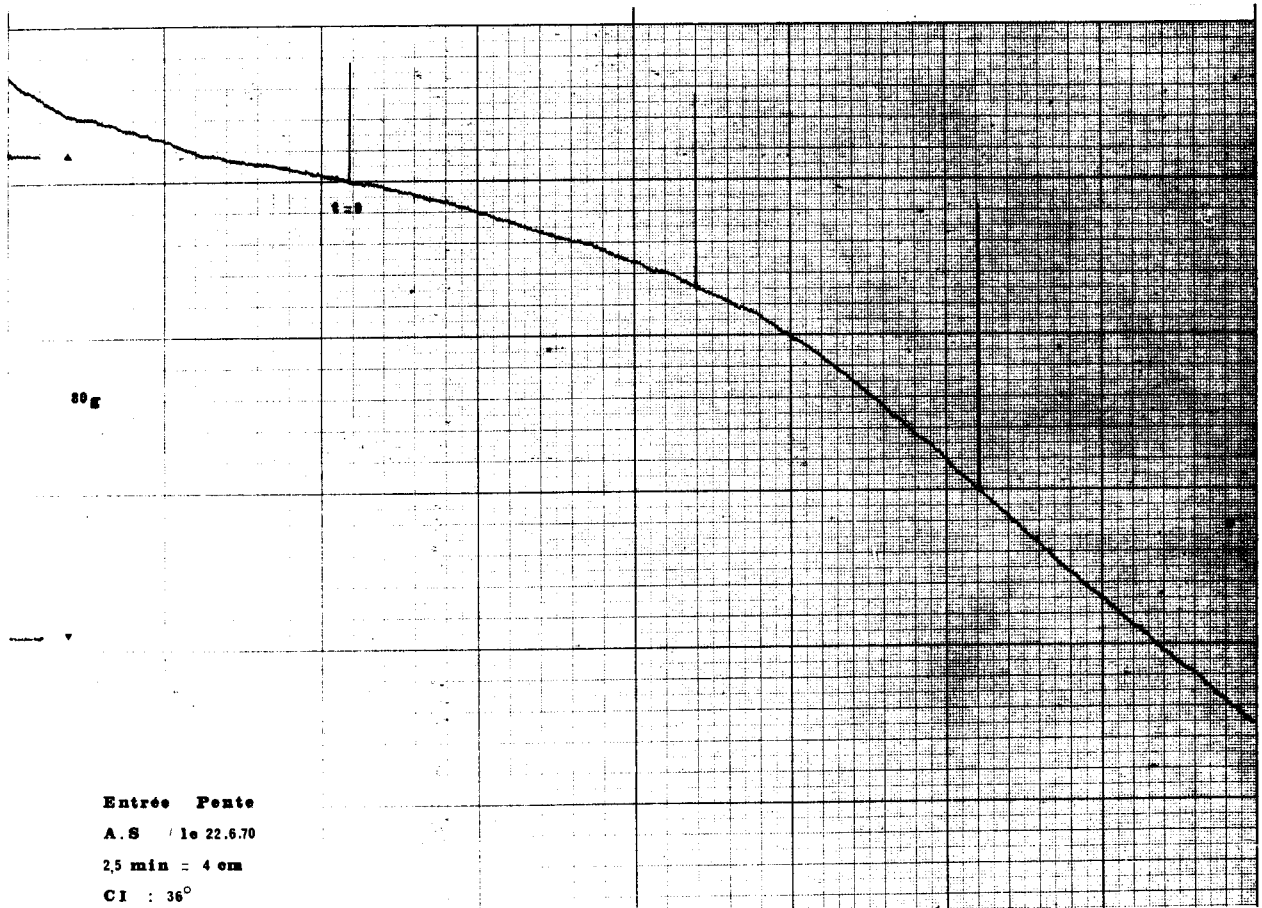
Normogramme pour la détermination de la surface cutanée à partir de la taille et du poids (adultes).

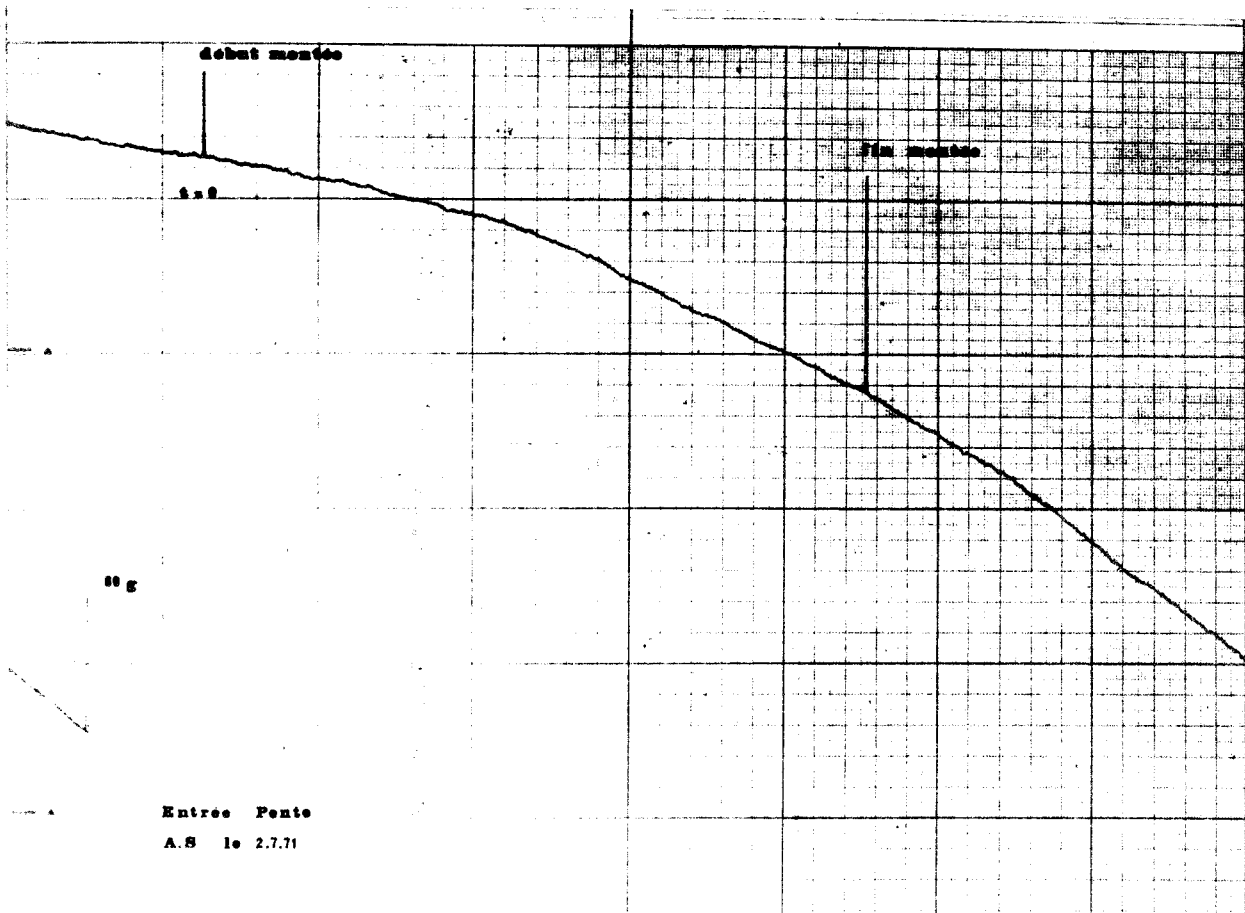
ANNEXE 5

Courbes de perte de poids

Les courbes de perte de poids sont enregistrées sur bandes magnétiques puis repassées sur table traçante à grande échelle (50 m V/cm, 20 mm/mm). Lorsque l'évaporation est totale (pouvoir évaporatoire de l'ambiance $< E_0$) elle est représentative de la courbe d'évaporation au cours du temps. Sa dérivée donne donc le débit sudoral.



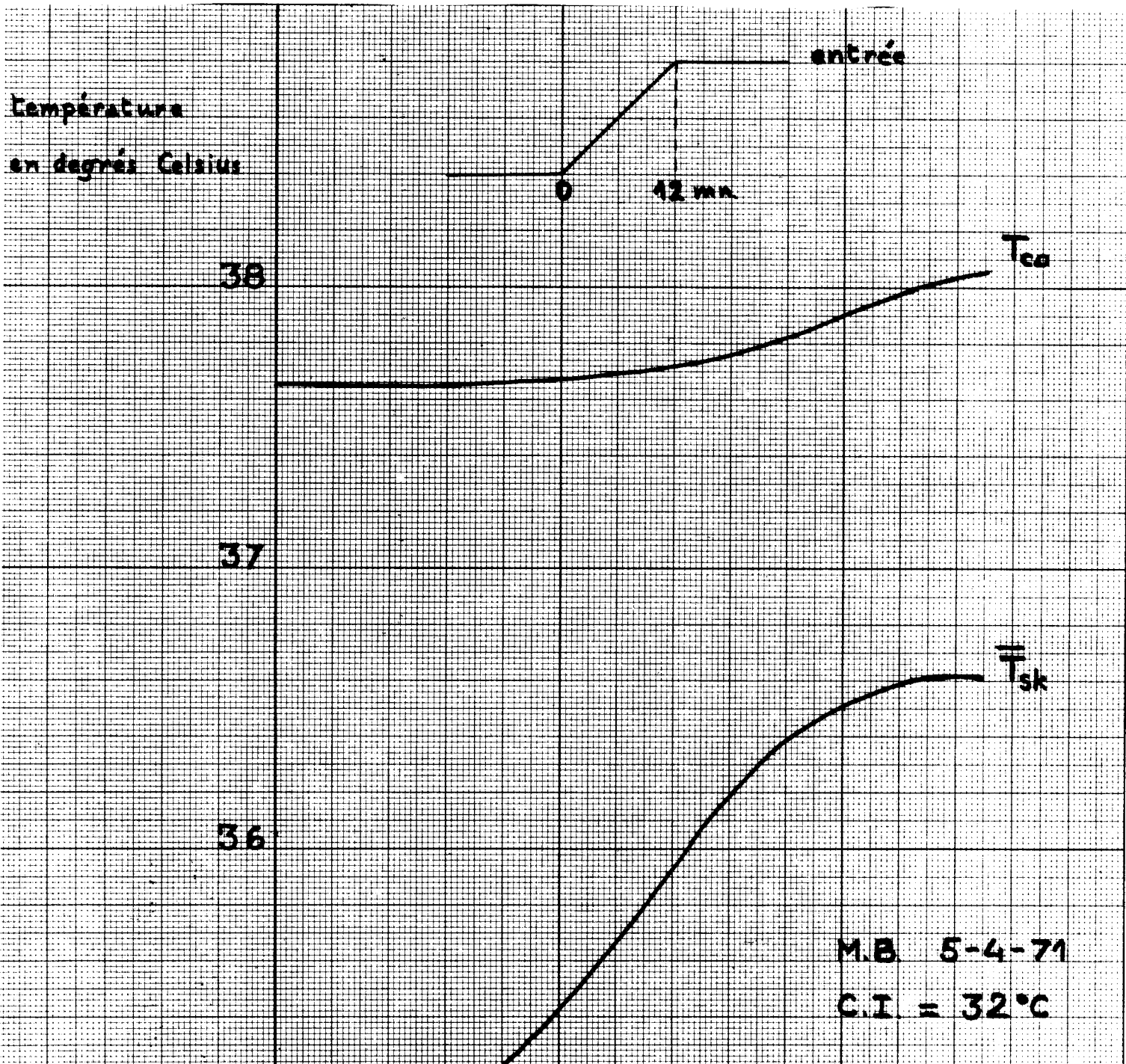




ANNEXE 6

Courbes de variation de $\bar{T}_{sk}$ et T_{co}

en réponse à une entrée pente de charge thermique radiante externe



Températures
en degrés celsius

38

37

36

35

34

- 11.5 -

0

12 mn.

entrée

T_{eo}

A.G. 11-3-71

C.I. = 30°C

T_{sk}

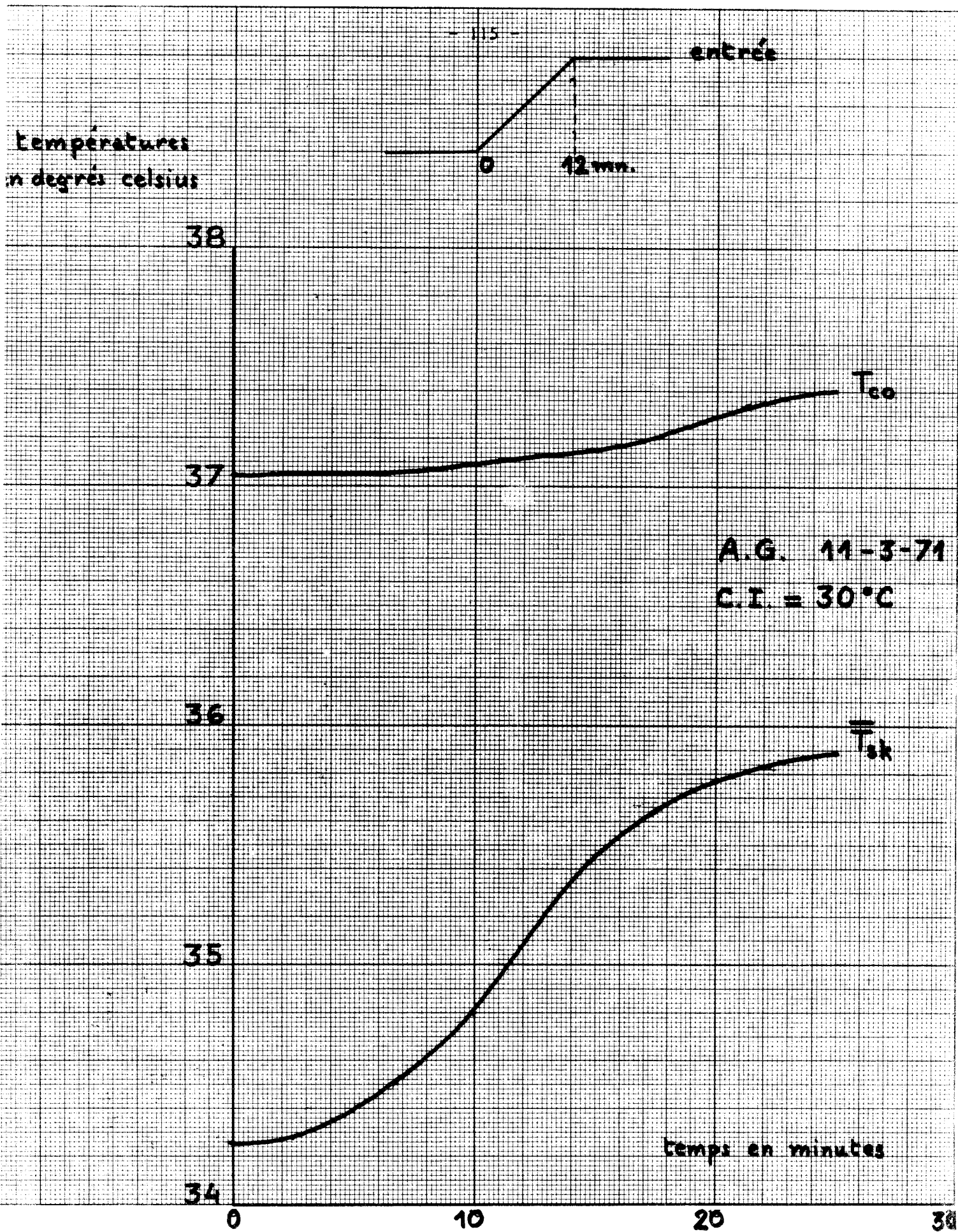
temps en minutes

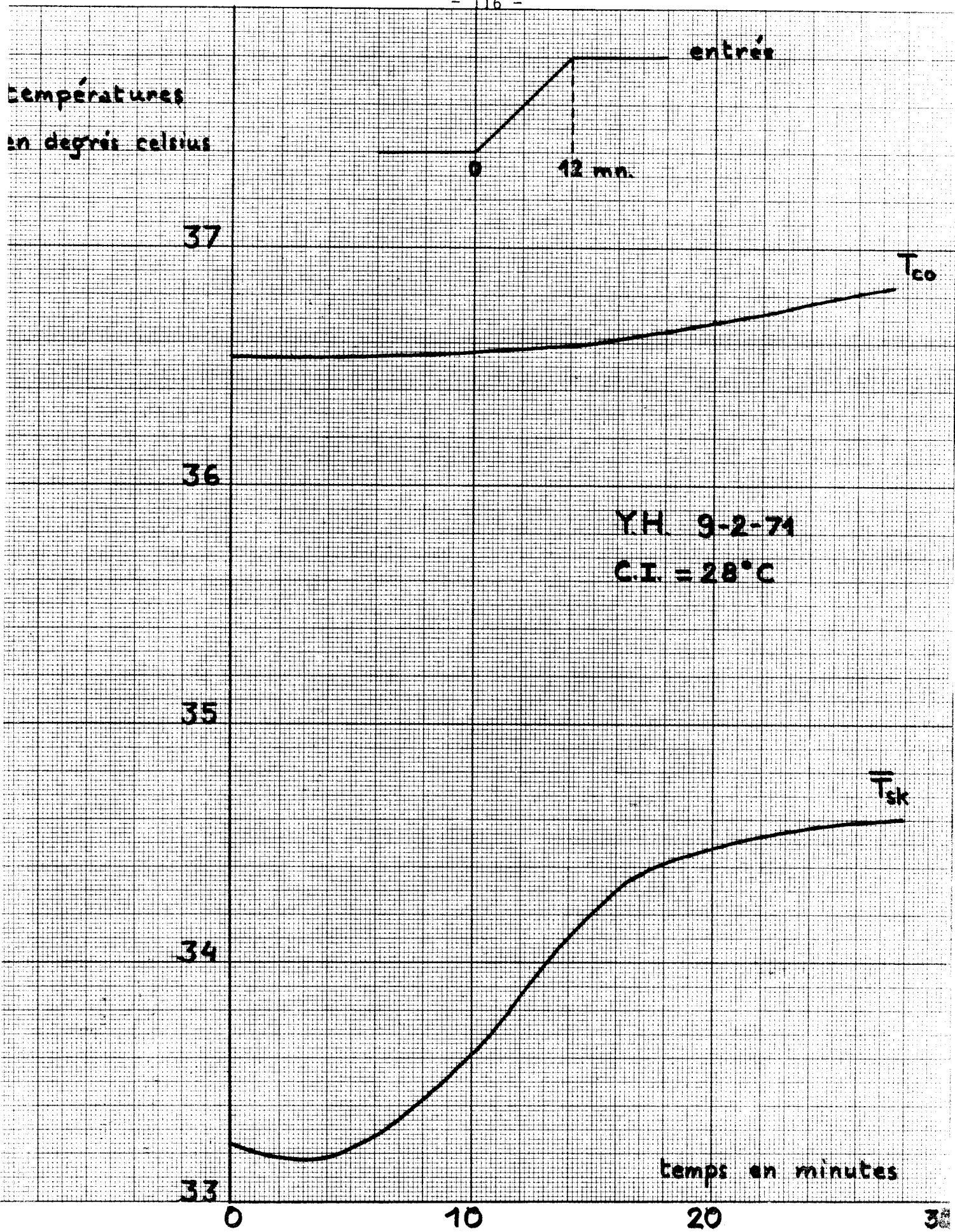
0

10

20

30





Nous constatons que les réponses sont tout à fait comparables selon les sujets. Seul le niveau de réglage des températures change d'un sujet à l'autre, et varie dans le même sens que le point de neutralité thermique.

BIBLIOGRAPHIE

/1/ BENZINGER T.H.

Heat regulation homeostasis of central temperature in man
Physiol. Rev. 1969, 49, 671 759

/2/ BULLARD R.W.

J. Appl. Physiol. 1964, 19, 137, 141

/3/ COLIN J, HOUDAS V.

.Effets sur l'organisme humain d'une montée brutale de température
ambiante
Compte-rendu d'étude n° 801
.Etude des coefficients d'échange de chaleur par convection du
corps humain
CEV, Mars 1966, Brétigny S/Orge

/4/ COLIN J, HOUDAS V.

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

/5/ COLIN J, HOUDAS V.

Initiation of sweating in man after abrupt rise in environmental
temperature
J. Appl. Physiol. 1965, 20, 984-990.

/6/ TIMBAL J. COLIN J. GUIEU J.D. BOUTELIER Ch.

Etude mathématique de l'évaporation thermique de l'homme exposé à
la chaleur
C.R. Soc. Biol. 1968, 162, 11, 1902-1904.

/7/ COLIN J. HOUDAS V. BOUTELIER Ch. TIMBAL J. SIFFRE M.

Rythmecircadien de la température centrale d'un sujet placé six mois
en libre cours
J. Appl. Physiol. 1968, 25, 2, 170-176.

/8/ FREDERICQ L.

Oeuvres choisies

Sciences et Lettres - Liège 1953.

/9/ GUYTON

Textbook of medical physiology

Saunders

/10/ HAMMEL H.T.

Regulation of internal body temperature

Ann. Rev. Physiol. 1968, 30, 641-710

/11/ CROSBIE R.J. HARDY J.D. FESSENDEN E.

Electrical analog simulation of temperature regulation in man.

NADC. MA. 61-30 - 12 June 1961.

U.S Naval Development Center - Johnsville - Pennsylvania.

/12/ HOUDAS Y

Le rythme circadien de la température

Lille Médical 1967, 12, 82-89

/13/ KAYSER F.

Physiologie - Régulation thermique

Flammarion 1

/14/ KREITH F.

Transmission de la chaleur et thermodynamique

Masson

/15/ LACROIX R.

Thermocouples

Techniques de l'Ingénieur. Contrôle et Mesures

/16/ LEMAIRE R.

La physiologie de la sudation

Arc. Biol. Thermoclimatique 1956, Tome 1, 1

/17/ LIANG-TSANG FAN, FU-TONG HSU, CHING-LAI HUANG

A review on mathematical models of the human thermal system

I.E.E.E. Trans. on bio. Med. Engn. 1971 BME 18, 3

/18/ MILSUM J.H.

Biological control system analysis
Elec. Sc.Se : Mc Graw Hill Company

/19/ MITCHELL D., WYNDHAM Ch.

Comparison of weighting formulas for calculating mean skin temperature
J. Appl. Physiol. 1969, 26

/20/ MISSENARD A.

La température résultante d'un milieu
Chal. Ind. 1933, 12, 159, 321-325.

/21/ MISSENARD A.

Mise au point de la température résultante
Chal. Ind. 1946, 22, 253, 177-184.

/22/ RANDALL W.C.

The physiology of sweating
J. Phys. Med. 1953, 32, 5, 292-318

/23/ STOLWIJK(J.A.J)

Mathematical model of thermoregulation
Physiological and behavioral temperature regulation
Charles C. Thomas - 1970 - 48, 703-721.

/24/ TCHINAEV P.I.

Systèmes auto adaptatifs
Calcul et projet - Paris 1966 - Dunod

/25/ HEERD E.

Eine methode zur fortlaufenden messung der perspiratio insensibilis
kleiner Hautflächen
Thesis Bad Nauherheim 1969

/26/ VARNOTTI A. DOLWO M. JEQUIER E.

Temperature regulation in exercise : the characteristics of proportional control
Departement de Physiologie clinique
Symposium international de thermorégulation comportementale Lyon 1970.

/27/ WINTON H.J. LINEBARGER R.N.

Computer simulation of human temperature control
Simulation Councils 1971, 213-221.

/28/ WYNDHAM C.H. ATKINS A.R.

An approach to the solution of the human biothermal problem, with the aid
of an analog computer
Proc. 3rd International conf. Med. Electron. London 1960.

/29/ WYNDHAM C.H. ATKINS A.R.

A study of temperature regulation in the human body with the aid of an
analog computer
Pflügens Arch. 1969, 307, 104-119

/30/ BURTON A.C. EDHOLM O.G.

Man in a cold environment.
Edward Arnold London 1955.

/31/ TIMBAL J.

Etude de la sudation après une montée brusque de la température ambiante.
Thèse. Lille 1971.

/32/ HOUDAS Y. LEMAIRE DELSOL G. KETELERS J.Y. HOUDAS HEYRAUD C. BERTRAND M.E.
SAUVAGE A.

Validité de l'emploi de la thermodilution pour la mesure du débit coronaire.
Etude sur modèle.
Arch. Mal. du coeur 63ème année, 1970, 8, 1088-1105.

/33/ HOUDAS Y. SAUVAGE A.

La réponse du thermostat humain à une entrée pente de charge thermique
externe.
Symposium International de Thermorégulation comportementale
Lyon 1970
J. Physiol. (Paris), 1971, 63, 279-281

/34/ BONAVENTURE M. SAUVAGE A. HOUDAS Y.

Action de l'hypercapnie sur la régulation à la chaleur chez l'homme
Film 16 mm couleur muet
(Présenté à la réunion des physiologistes Liège Juin 1971).

/35/ HOUDAS Y. BONAVENTURE M. SAUVAGE A.

Modification of sweat rate by carbon dioxide breathing in man
Proc. XXV intern. Congress Physiol. Sciences, Munich, July 1971,
Abstract 775, p. 263.

/36/ HOUDAS Y. SAUVAGE A. TOULOTTE J.M.

Etapes physiologiques pour l'établissement d'un modèle du système thermorégulateur de l'homme.
Colloque sur les "Applications au domaine biomédical des méthodes et technologies de l'Electronique
Grenoble, Septembre 1971.

/37/ HOUDAS Y, SAUVAGE A.

Modalités d'asservissement de la déperdition calorique de l'homme soumis à une charge thermique externe
C.R. Acad. Sc. Paris, t. 273, (décembre 1971), Série D, 2294-2297.

/38/ SAUVAGE A, TOULOTTE J.M, HOUDAS Y.

Onset of sweat secretion after an increase in external thermal load.
Eurocon 71 - Octobre 1971, Lausanne Suisse

/39/ GILLE J.C., DECAULNE P., PELLEGRIN M.

Méthodes modernes d'étude des systèmes asservis
Dunod Paris 1960.

/40/ NASLIN P.

Les systèmes asservis
Editions de la Revue d'optique - 1951

/41/ GARSOUS J.

Les systèmes linéaires
Dunod Paris 1961

/42/ GILLE J.Ch, DECAULNE P., PELEGRIN M.

Dynamique de la commande linéaire
Dunod Paris 1967.

/43/ STREJC V. (méthode de V. Strejc)

dans Identification expérimentale des processus industriels
Van Loeb et Cahen
Dunod Paris 1967.

/44/ MELIN C., TOULOTTE J.M.

Les machines hybrides

Laboratoire de Génie Electrique de la Faculté des Sciences de Paris.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION GENERALE

<u>CHAPITRE I</u> : Présentation du problème-----	3
1.1. Introduction -----	3
1.2. Rappels physiologiques -----	3
1.3. Echanges de chaleur -----	5
1.3.1. Apports internes -----	5
1.3.2. Apports externes -----	5
1.4. Facteurs de déperdition -----	8
1.4.1. Ecoulement de la chaleur du noyau vers la périphérie -----	8
1.4.2. Ecoulement de la chaleur de la périphérie vers l'extérieur -----	9
1.5. Conclusion -----	10
 <u>CHAPITRE II</u> : Etat actuel du problème-----	12
11.1. Introduction-----	12
11.2. Aperçu théorique -----	12
11.3. Première tendance des recherches -----	14
11.4. Autre orientation des recherches -----	18
11.4.1. Etude de la perte de poids -----	19
11.4.2. Premiers résultats -----	20
11.4.3. Conclusion de ces travaux -----	23
 <u>CHAPITRE III</u> : Dispositif expérimental -----	24
111.1. Introduction -----	24
111.2. Hypothèses de travail -----	25
111.3. Dispositif expérimental -----	26

III.3.1. Dispositif de mesure -----	26
III.3.2. Dispositif de variation de la charge thermique externe -----	33
III.4. Modification du dispositif expérimental -----	34
III.5. Conclusion -----	35
 <u>CHAPITRE IV</u> : Etude du déclenchement de la sudation en réponse à une variation linéaire de charge thermique radiante externe -----	 37
IV.1. Introduction -----	37
IV.2. Protocole expérimental -----	37
IV.3. Résultats expérimentaux -----	38
IV.4. Validité des mesures -----	44
IV.4.1. Mesure des températures -----	44
IV.4.1.1. Température tympanique -----	44
IV.4.1.2. Température cutanée -----	45
IV.4.1.3. Température ambiante -----	47
IV.4.2. Mesure de la perte de poids -----	48
IV.5. Analyse des résultats -----	48
IV.6. Discussion -----	52
IV.7. Conclusion -----	57
 <u>CHAPITRE V</u> : Elaboration d'un modèle du débit sudoral -----	 58
V.1. Introduction -----	58
V.2. Elaboration d'un modèle du déclenchement de la sudation -----	58
V.3. Schéma-bloc du déclenchement de la sudation -----	59
V.4. Schéma analogique de la simulation du déclenchement du débit sudoral -----	61
V.5. Premiers résultats -----	62
V.6. Modèle du débit sudoral après déclenchement de la sudation -----	65
V.6.1. Présentation du problème -----	65
V.6.2. Analyse du modèle -----	66
V.6.3. Etude de la partie logique -----	67
V.6.4. Détermination des conditions initiales -----	69
V.7. Schéma général du débit sudoral -----	71
V.8. Conclusion -----	74

<u>CHAPITRE VI</u> : Schéma général du système thermorégulateur -----	75
VI.1. Introduction -----	75
VI.2. Etude de la température cutanée moyenne -----	76
VI.2.1. Résultats expérimentaux -----	76
VI.2.2. Modèle faisant intervenir la transmittance du système cutané -----	78
VI.2.3. Problèmes liés à la mise en condition initiale -----	83
VI.3. Etude de la température centrale -----	84
VI.4. Schéma général du système thermorégulateur -----	85
VI.5. Analyse des résultats de la simulation -----	87
VI.5.1. Entrée échelon -----	87
VI.5.2. Entrée en rampe -----	96
VI.6. Conclusion -----	96
<u>CONCLUSION GENERALE</u> -----	99
<u>ANNEXE 1</u> : Caractéristiques des lampes infra-rouges -----	100
<u>ANNEXE 2</u> : Thermocouples -----	104
<u>ANNEXE 3</u> : Mesure des températures cutanées -----	107
<u>ANNEXE 4</u> : Mesures de la surface corporelle A -----	110
<u>ANNEXE 5</u> : Courbes de perte de poids -----	113
<u>ANNEXE 6</u> : Courbes de variation de $\bar{T}_{SK}$ et T_{co} en réponse à une entrée pente de charge thermique radiante externe -----	114
<u>BIBLIOGRAPHIE</u> -----	118
<u>TABLE DES MATIERES</u> -----	124

