

الجمهورية الجزائرية الديمقراطية الشعبية
REPUBLIQUE ALGERIENNE DEMOCRATIQUE ET POPULAIRE

18/84

وزارة التعليم والبحث العلمي
MINISTERE DE L'ENSEIGNEMENT ET DE LA RECHERCHE SCIENTIFIQUE

20x

ECOLE NATIONALE POLYTECHNIQUE

DEPARTEMENT : D'ELECTRONIQUE

PROJET DE FIN D'ETUDES

INGENIORAT D'ETAT EN ELECTRONIQUE

SUJET

ESSAI DE MODELISATION
MATHEMATIQUE
DE LA MARCHÉ HUMAINE

Proposé par :

Mr KACPRZYNSKI

Etudié par :

BOULKEMIR Maurice

GHOUL Mabrouk

Dirigé par :

Mr KACPRZYNSKI



PROMOTION : JANVIER 1984

TECHN. QUE
LUE

Remerciements

Nous exprimons notre plus profonde reconnaissance à notre promoteur M^{rs} KACPRZYNSKI de nous avoir proposé cette étude, d'avoir eu la sollicitude de suivre ce travail et de nous avoir guidé par la justesse de ses conseils tout le long du semestre, qu'il en soit vivement remercié.

Nos remerciements s'adressent aussi à :

- M^{me} DARMELA, responsable du centre médico-pédagogique pour handicapés moteurs d'El-Harrach, pour s'être intéressée à notre étude, pour son aide en documentation,
- M^{rs} les responsables de l'I.S.T.S de Ben-Atkoun, de nous avoir conseillé et informé judicieusement,
- M^r LOUALI, responsable de l'atelier de mécanique, pour son aide matérielle,
- M^r BERKANI, chef de département d'Électronique, de nous avoir accueilli dans le laboratoire d'Acoustique, d'avoir mis à notre disposition l'analyseur de spectre et l'enregistreur de niveau.

Sommaire

CHAPITRE I :	PAGE
• I. 1. Choix du nombre de degrés de liberté	-4-
• I. 2. Etude dans le plan	-9-
I. 2. 1. Articulation de la hanche	-11-
I. 2. 2. Articulation du genou	-11-
I. 2. 3. Articulation de la cheville	-13-
• I. 3. Obtention du montage biomécanique, schéma électrique	-16-
 CHAPITRE II :	
• II. 1. Classification des expériences	-26-
II. 1. 1. Soitien du problème	-26-
II. 1. 2. But et relevé des mesures	-32-
II. 1. 3. Courbes relevées	-34-
• II. 2. Méthode de calcul de spectres de N points	-48-
• II. 3. Description des appareils utilisés	-65-
 CHAPITRE III :	
• III. 1. Passage de l'échelle logarithmique à l'échelle linéaire	-67-
• III. 2. Méthode de lissage des courbes considérées	-71-
• III. 3. Adoption du modèle mathématique	-75-
 CONCLUSION	 -88

— INTRODUCTION —

Dans le cadre du projet de fin d'études, il nous est agréable d'avoir choisi d'analyser la marche humaine parce que c'est un mouvement peu connu et qu'il possède une signification fonctionnelle indubitable.

Notre travail s'inscrit dans le contexte de recherches sur la modélisation mathématique de la marche humaine. Le but de cette étude est de pouvoir par un procédé simple et rapide, paramétriser la marche humaine, à la base d'identification avec des étalons préalablement définis.

Nous avons procédé à une étude bibliographique et nous avons constaté qu'il n'existait pratiquement pas de publication traitant de notre sujet. Dès le départ, nous nous sommes fixés un but, proposer des méthodes simples, algorithmes et certaines contraintes en vue d'une application médicale.

Notre but final est de poser les bases nécessaires permettant par la suite de simuler la marche humaine en vue de la fabrication de prothèses médicales, applications dans la robotique etc...

Une brève introduction en la matière, permet d'affirmer que se déplacer est une activité complexe. La marche humaine met en jeu des milliers de nerfs, non seulement pour commander la contraction des muscles mais aussi pour recevoir toutes sortes d'informations qui permettent d'assurer l'équilibre quelque soit le terrain.

Rien que pour son contrôle sensoriel et moteur, un membre inférieur dispose en moyenne de 100.000 fibres nerveuses, correspondant chacune à une

cellule nerveuse, largement interconnecté.

Les informations qui sont intégrés par le système nerveux proviennent de plusieurs sources :

- du système visuel, pour ajouter la position et la direction du corps par rapport à l'environnement,
- des nerfs de la peau, notamment de la plante des pieds qui envoient des informations sur la répartition des charges pour permettre d'ajuster l'équilibre,
- du système des muscles et des tendons pour un contrôle actif de la posture,
- du système vestibulaire de l'oreille interne, sorte de centrale gyroscopique doté de canaux semi-circulaires dans trois plans perpendiculaires et qui sert d'accéléromètre linéaire et angulaire [1].

Malgré cette complexité, la marche humaine est une fonction hautement automatisée. Elle peut être une activité pratiquement inconsciente. L'être humain peut marcher sans y penser, en parlant tout en restant maître du démarrage et de l'arrêt, du contrôle de la vitesse et de la direction, des accidents de terrain et obstacles éventuels.

Une récente étude menée par des chercheurs a permis d'élaborer un modèle englobant la commande nerveuse et qui détermine une partie des forces musculaires et des ordres nerveux nécessaires à la réalisation de ce mouvement complexe.

Dans un premier chapitre, nous présenterons le modèle biomécanique monté par nos soins et qui servira de base à toute modélisation envisageable.

Le second chapitre traitera de la planification des expériences, à présenter les courbes expérimentales obtenues et à proposer un algorithme de calcul en vue de l'obtention de certaines courbes relevées.

Le troisième chapitre sera consacré à la présentation de méthodes simples conduisant à un traitement de données à la base de microprocesseurs, ce qui nous permettra de calculer les coefficients du modèle adopté.

Enfin, nous conclurons quant à l'efficacité de notre essai de simulation et nous donnerons quelques recommandations afin d'améliorer cette étude.

CHAPITRE

I

— CHAPITRE . I . —

Nous avons jugé utile de sectionner ce premier chapitre, traitant de la présentation et du mode d'obtention de ce modèle biomécanique, en trois parties :

La première partie traitera du choix du nombre de degrés de liberté, retenu pour notre montage biomécanique.

La deuxième partie justifiera quant à la transposition de notre étude à un modèle plan.

Dans la troisième et dernière partie, nous donnerons les dessins techniques des pièces mécanique réalisées par nos soins en vue de leur fabrication, un schéma de montage de l'ensemble des pièces donnant le montage final ainsi que le schéma électrique s'y rattachant. Cette dernière partie permettra donc aux expériences, auxquelles nous nous sommes livrés, de se dérouler.

I.1. - Choix du nombre de degrés de liberté retenu :

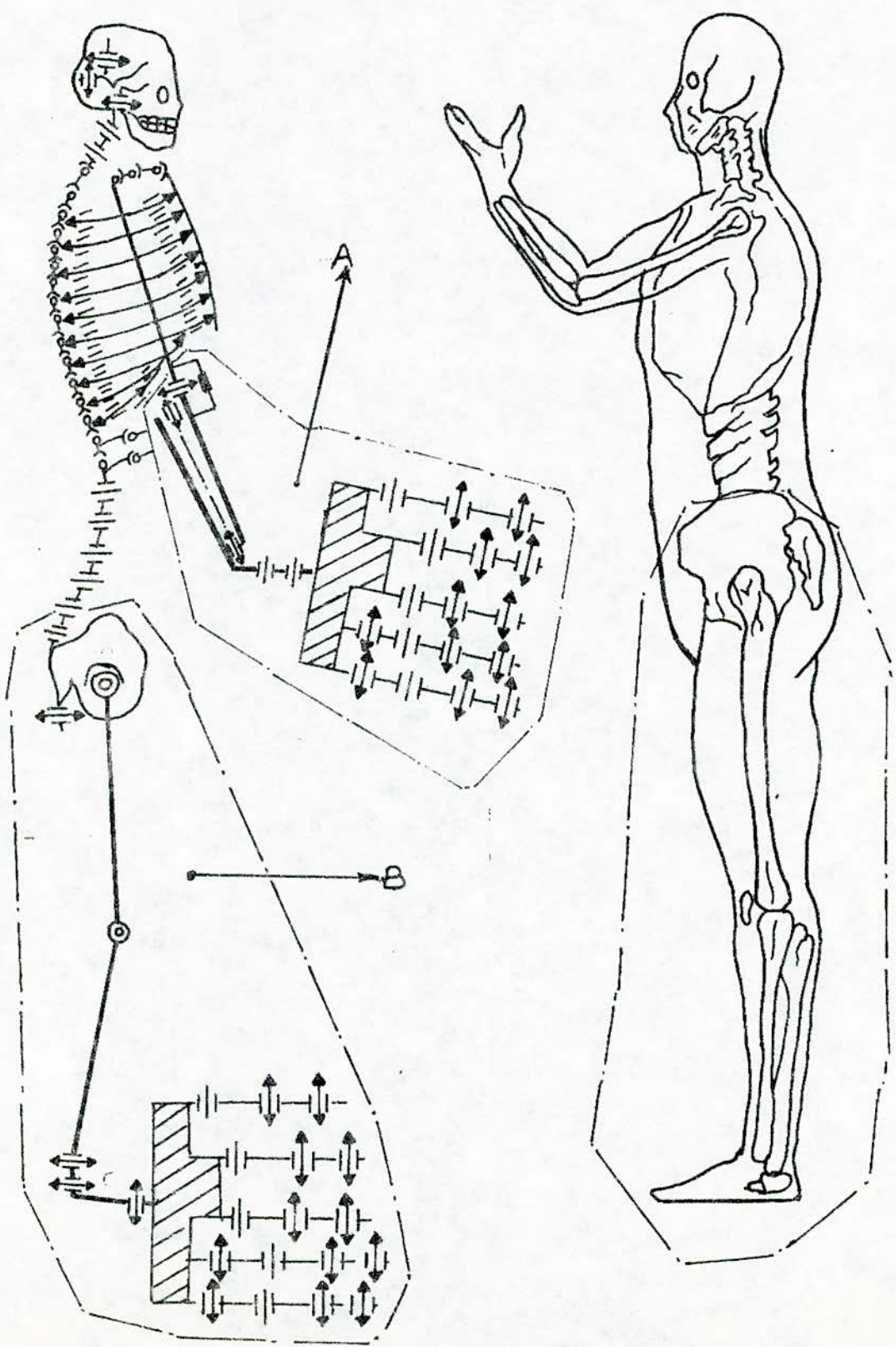
Nous commencerons à aborder le sujet d'une façon générale et nous donnons à la page 5, le schéma structural de l'ensemble du squelette humain et qui donne un aperçu quant aux nombres de degrés de liberté existant réellement afin de satisfaire toutes les exigences de la marche. Le schéma met en relief tous les degrés de liberté s'identifiant aux nombres d'articulations existant, où :

[A] - représente une partie du nombre de degrés de liberté des membres inférieurs.

[B] - représente la partie des degrés de libertés des membres inférieurs.

Schema structural du modele dynamique complet associe au squelette humain

Fig I 1



De ce schéma, nous en déduisons le schéma structural des membres inférieurs donné par la fig I.2.

Nous tenons à préciser que les membres inférieurs d'humain sont dotés de plus de facultés et d'aptitude à réaliser un mouvement quelconque, que les membres inférieurs de certains animaux, pour cela le tableau [2] qui suit, illustre bien le fait d'une marche hautement automatisée chez l'homme.

	nombre de degrés de liberté	nombre de fonctions possibles
CHEVAL	8	8
VACHE	11	107
PORC	17	104
CHIEN	22	141
POULE	23	124
HOMME	30	269

Notons qu'une étude rigoureuse de la marche humaine, se baserait sur le tableau ci-dessous, donc des 30 degrés de liberté et des 269 fonctions à remplir.

Cependant certaines études entreprises par des chercheurs les ont conduit à adopter un modèle tenant compte de deux degrés de liberté. Cette étude s'étant avérée très onéreuse et très complexe parce que l'étude du mouvement de la marche humaine a été faite dans l'espace.

Nous sommes partis du schéma de la fig I.2 et qui tient compte de tous les degrés de liberté. Par suite de complexité de ce modèle (problème de l'existence de tous les capteurs nécessaires à l'enregistrement des mouvements possibles).

Le schéma de la fig I.2 a d'abord été réduit en un schéma de la fig I.3 dans lequel, nous avons fait abstraction des articulations métatarso-phalangiennes. Nous nous sommes entretenus avec des médecins qui ont trouvé notre étude très intéressante. Ils nous ont finalement conseillé d'adopter un modèle à 3 degrés de libertés (2 degrés de liberté avec contrôle + 1 degré de liberté sans contrôle) au lieu d'un modèle spatial à 30 degrés de libertés, ce qui nous permettra de mieux exploiter notre modèle.

Finalement, nous nous sommes portés sur un modèle ayant un minimum de degrés de liberté (fig I.4) et assurant malgré tout la fonction de la marche humaine à s'établir.

Il faut souligner qu'il aurait été préférable d'adopter le modèle de la fig I.3, cependant le passage à la réalisation biomécanique s'avèrerait forte onéreuse (plusieurs milliers de dollars) et l'étude très délicate à élaborer.

De cette optique, le modèle retenu (fig I.4) aura l'avantage de rendre notre étude plus souple et moins délicate, en vue d'une exploitation pratique de notre modèle.

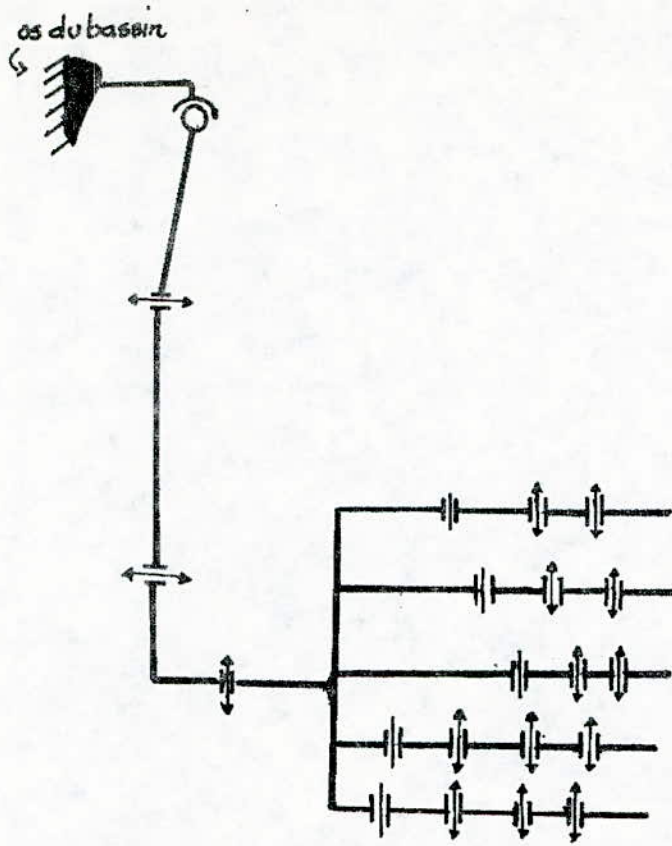


fig. I.2. schéma structural donnant les degrés de liberté d'un membre inférieur.

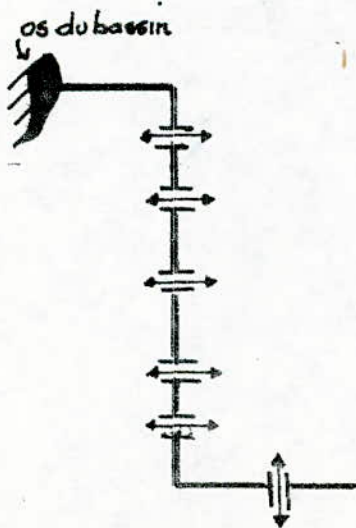


fig I.3. schéma structural sans articulation metatarso-phalangienne

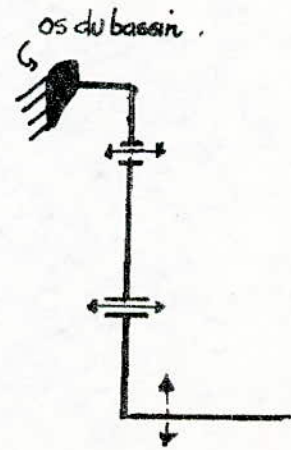


fig I.4. minimum de degrés de liberté retenu pour notre étude

conclusion de la première partie :

Notre montage biomécanique ne retient que 3 degrés de liberté (3 articulations) données par la fig I.5-a-b-c,

fig I.5-a : bassin sur lequel s'articulent les cuisses et le tronc (articulation coxo-fémorale),

fig I.5-b : articulation du genou,

fig I.5-c : articulation tibiotarsoienne,

Remarque : Nous n'avons pas tenu compte de l'extrémité du pied constitué par le système métatarso-phalangienne.

Bien qu'actuellement ce segment ne soit représenté dans aucun modèle, toutes les études entreprises montrent le rôle essentiel joué par l'extrémité du pied au niveau de la déambulation de la marche.

I.2. Justification d'établir l'étude dans un plan :

Cette deuxième partie mettra en relief les problèmes rencontrés, en vue de simuler chaque mouvement mécanique que nous tiendrons compte. Nous exposerons les difficultés rencontrées au niveau de chaque articulation et des simplifications faites pour chacune d'elles.

En outre, l'on voulait connaître l'ensemble des contraintes limitant les angles d'ouvertures des articulations.

MODELE SIMPLIFIE ASSOCIE
AUX MEMBRES SUPERIEURS ET INFERIEURS

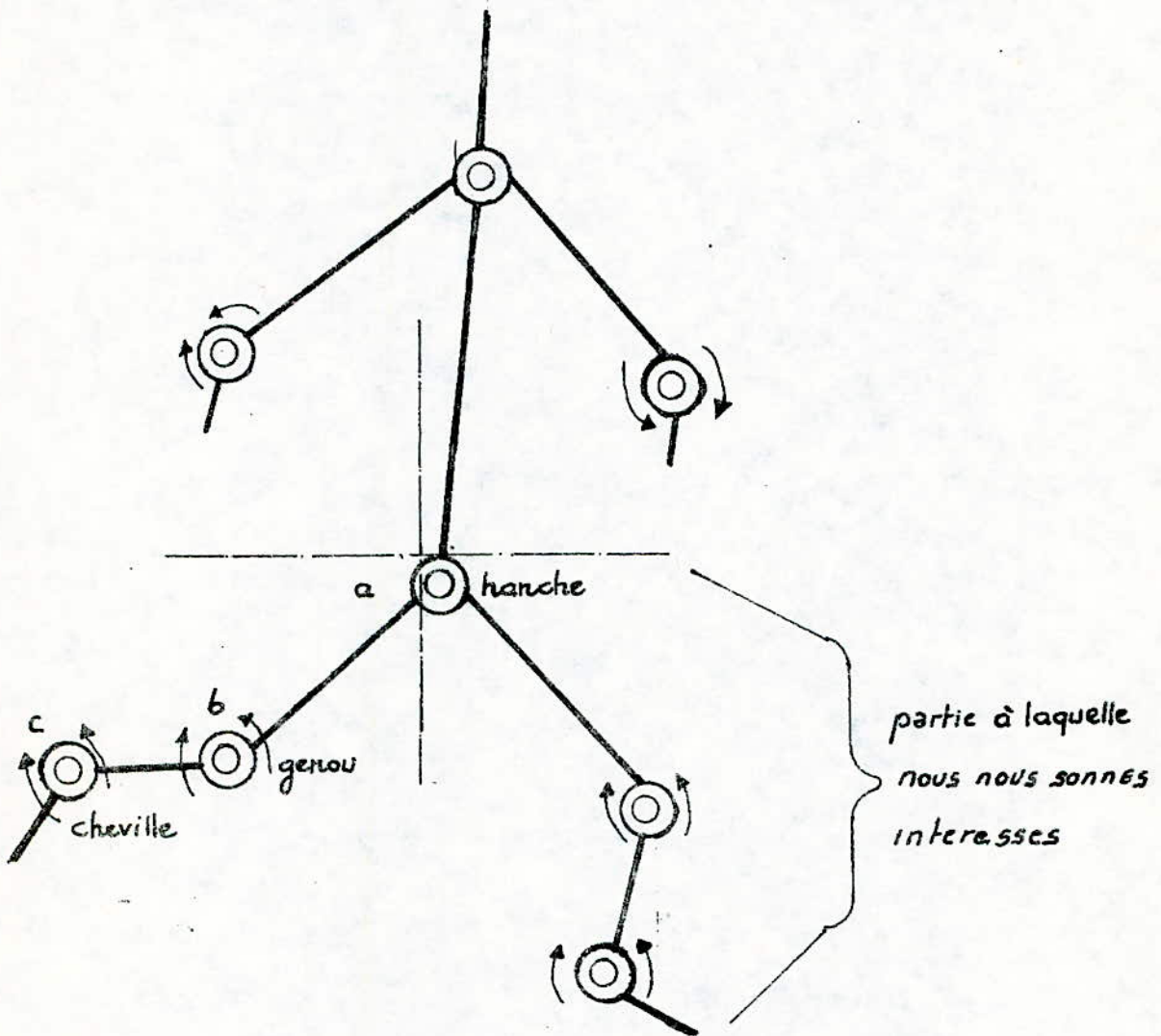


fig: I-5

I.2.1. Articulation de la hanche :

Le mouvement de la hanche se définit comme étant la combinaison des mouvements élémentaires (translation, rotation, basculement, ...) simultanément autour de trois axes. Au niveau de la hanche, l'axe du membre inférieur décrit dans l'espace un cône, dont le sommet est occupé par le centre de l'articulation coxo-fémorale (fig I.6). L'espace de mobilité est définie par l'intersection de trois plans de références.

- A - Plan sagittal, dans lequel s'effectueront les mouvements de flexion-extension.
- B - Plan frontal, mouvements d'abduction-adduction.
- C - Plan horizontal.

À notre niveau, un système mécanique qui simulerait les mouvements élémentaires (translation + rotation + basculement) serait très fastidieux à élaborer, ce qui demanderait une participation non négligeable de la micromécanique (celle-ci nous a fait défaut).

Nous avons donc jugé utile, de simplifier tous les mouvements élémentaires de la hanche, en un mouvement de rotation s'établissant dans le plan sagittal et permettant la flexion de la hanche (fig I.7 et I.8).

I.2.2. Articulation du genou :

Cette articulation doit posséder d'une part, une grande stabilité en extension complète, position dans laquelle le genou subit d'importants efforts dû au poids du corps ; et acquérir d'autre part une grande mobilité

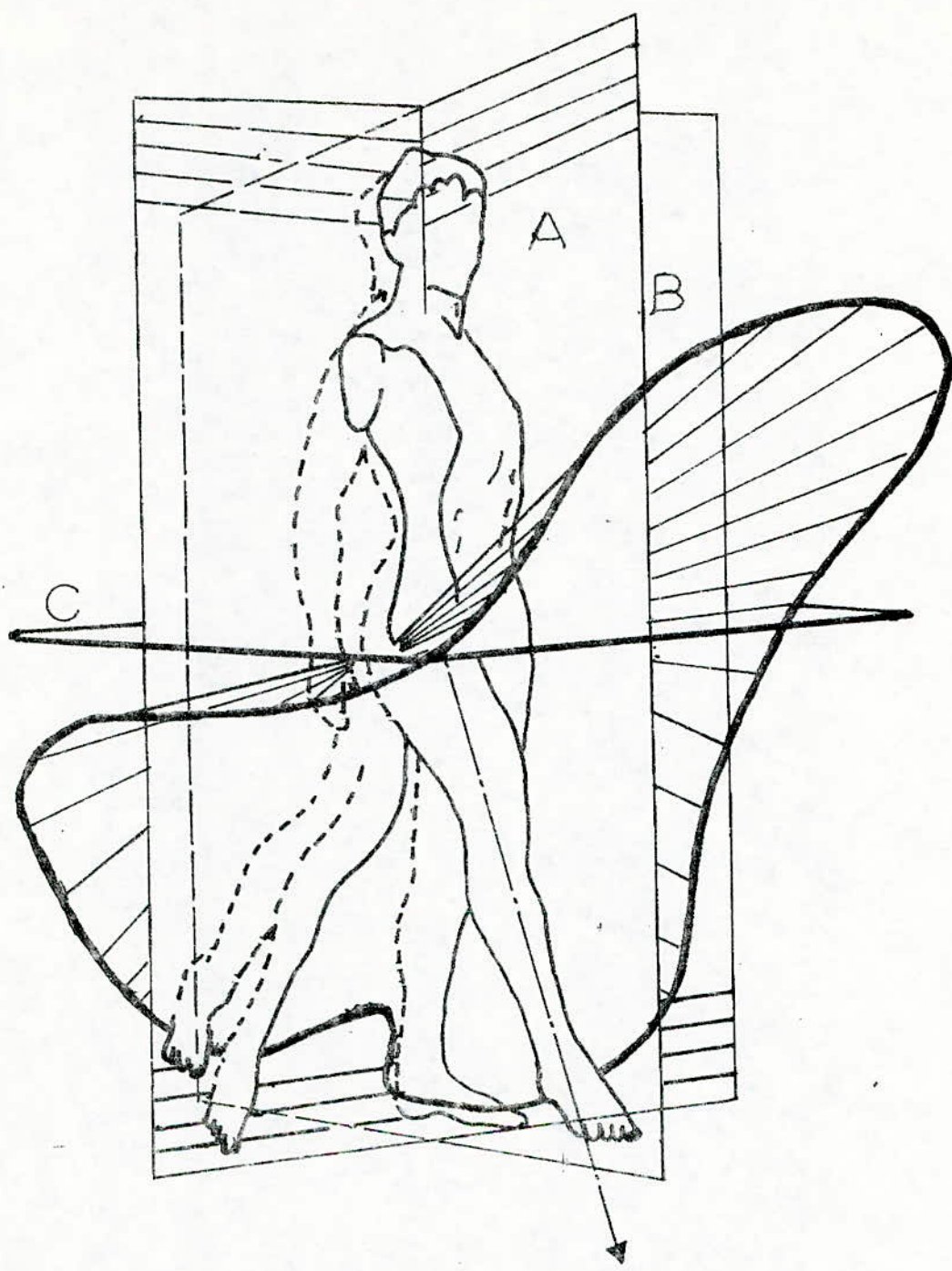


fig. I.6. mouvement réel de la hanche [3]

à partir d'un certain angle de flexion.

Nous constatons d'après la fig I.9 que le point d'articulation se déplace lors de la flexion du genou, ceci augmente considérablement la difficulté de concevoir un système mécanique simulant en même temps une rotation suivi d'une translation du point d'articulation du genou.

La non-assistance de la micromécanique pour notre étude, nous a contraint à ne considérer uniquement que le mouvement de rotation du genou en faisant l'hypothèse que le point d'articulation du genou reste fixe (ici la translation est ignorée).

La recherche orthopédique a montré que les amplitudes des écarts angulaires peut aller de 30° jusqu'à 120° (fig I.9 et I.10).

I.2.3. Articulation de la cheville :

L'articulation de la cheville est l'articulation tibiotarsienne. Elle conditionne les mouvements de la jambe par rapport au pied dans le plan sagittal (fig I.11). Elle est nécessaire sinon indispensable à la marche, que ce soit en terrain plat ou accidenté.

Les figures (I.12 et I.13) traduisent les positions extrêmes qui peuvent intervenir lors de la marche.

À partir de cela, nous n'avons pas tenu compte du mouvement rotatoire dans le plan sagittal, à cause de l'absence de capteurs permettant à ces derniers d'enregistrer à la fois tous les mouvements possibles de l'articulation de la cheville, voir fig I.11.

*Différents écarts
angulaires du genou.*

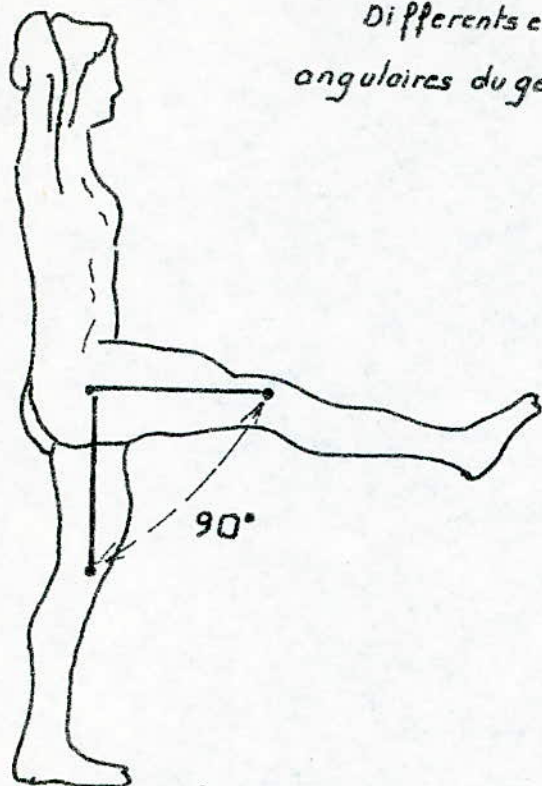


fig I-7

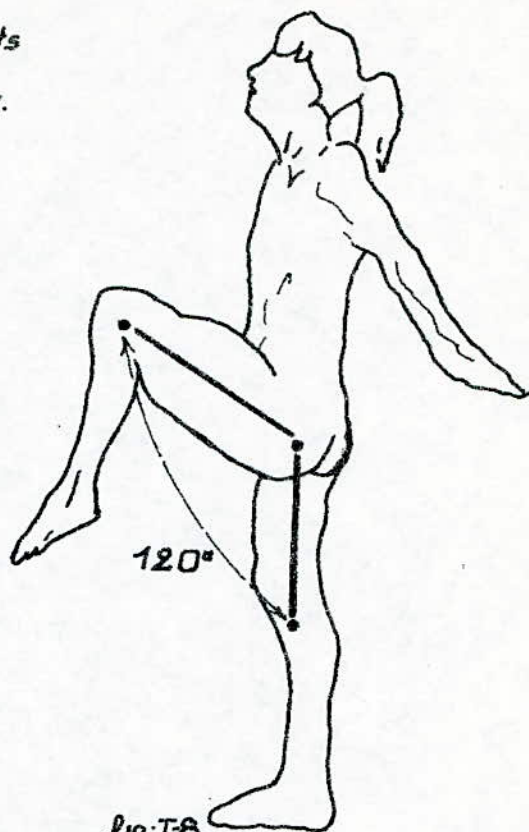
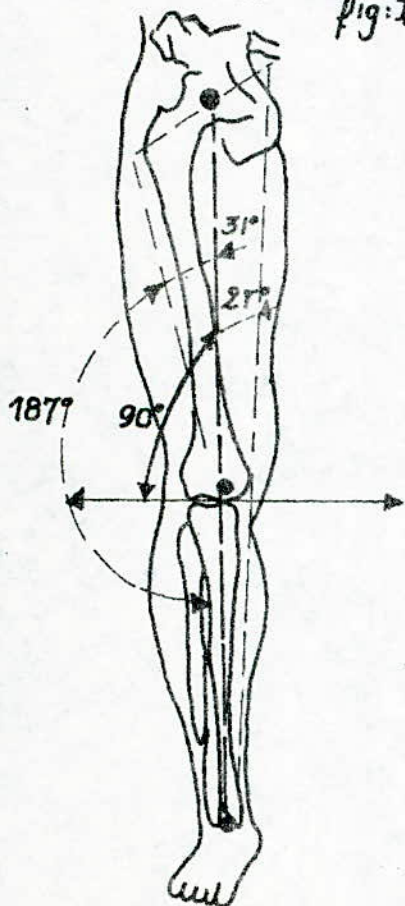
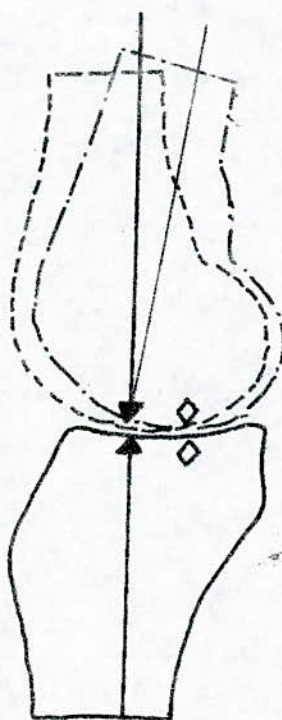


fig I-8



*fig I-9: écarts angulaires
possibles sur les mouvements
du genou [3]*



*fig I-10: translation + rotation
du point d'appui [3]*

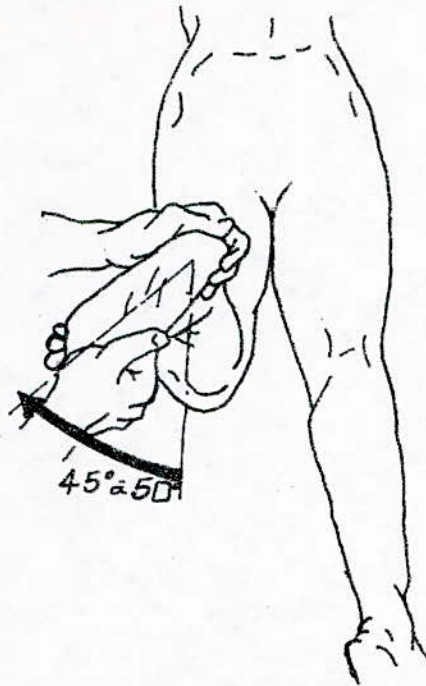


fig: I-11: Mouvement accentué
de la cheville

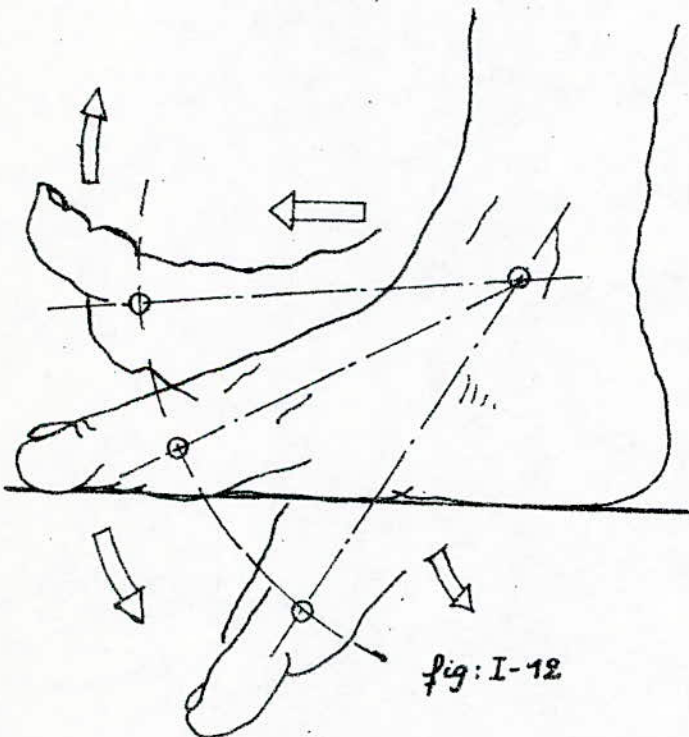


fig: I-12

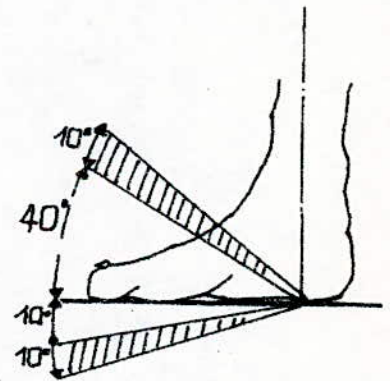


fig: I-13

Écartes angulaires possibles sur
les mouvements de la cheville

conclusion de la deuxième partie :

Vue les hypothèses retenues au niveau de chaque articulation, le modèle spatial a donc été transposé en un modèle plan. De ce modèle plan, il s'en suit que toutes les articulations ne s'effectueront que dans un plan (plan sagittal) grâce au fait que nous disposons de capteurs goniométriques simulants de façon fidèle les mouvements rotatifs retenus au niveau de chaque articulation.

Conclusion portant sur les deux premières parties :

Notre montage biomécanique est mis sur trois articulations et durant toute notre étude, les mouvements enregistrés ne s'établiront que dans le plan sagittal. Notre étude se fera donc dans le plan et non dans l'espace, ce qui nous permettra de proposer un modèle mathématique.

I.3. Obtention du montage biomécanique, schéma électrique :

Avant d'avoir élaboré un montage mécanique, nous avons procédé à des essais de fabrication de montages à l'aide de carton (2 modèles en carton), ce qui a permis de nous rendre compte des difficultés à établir le modèle mécanique.

Nous présenterons le montage mécanique que nous avons réalisé sous forme de vue d'ensemble, afin de faciliter au maximum l'élaboration mécanique de l'ensemble du montage.

Nous donnons ci-après les explications que nous avons jugé nécessaires et ce pour faciliter la compréhension du fonctionnement du montage.

La page 19. représente une vue d'ensemble du montage en perspective "système mécanique ayant la forme d'une prothèse", et dans les pages suivantes, les dessins techniques associés aux pièces ainsi qu'un dessin d'ensemble. L'ensemble est noté par: [A], [B], [H], [I] et [G].

- [A] - pièce mécanique moulant la hanche, fixé à une plaque rectangulaire servant de surface d'appui.
- [B] - bord de la plaque rectangulaire fixé à une plaque [B.1] de dimensions réduites par rapport à la première, dont l'axe du potentiomètre coïncide avec le point d'articulation de la hanche.
- [C] - tige de 2/10 d'épaisseur et de longueur variant d'un sujet à un autre (22cm pour notre montage), fixé à la partie mobile du potentiomètre, d'étant la première articulation au niveau de la hanche.
- [D] - gouttière moulant la cuisse du sujet sur laquelle sont fixés les plaques (D₁ et D₂), situés dans le même plan que les autres.
- [E] - tige de 2/10 d'épaisseur et de longueur variant d'un sujet à un autre (20cm pour notre montage), fixé à la partie mobile du potentiomètre c : cela constitue la deuxième articulation au niveau du genou.
- [F] - gouttière moulant la jambe du sujet, de dimensions réduites par rapport à [D].
- [G] - tige de 2/10 d'épaisseur (6cm pour notre montage), fixé à la partie mobile du potentiomètre f : cela constitue la troisième articulation au niveau de la cheville.

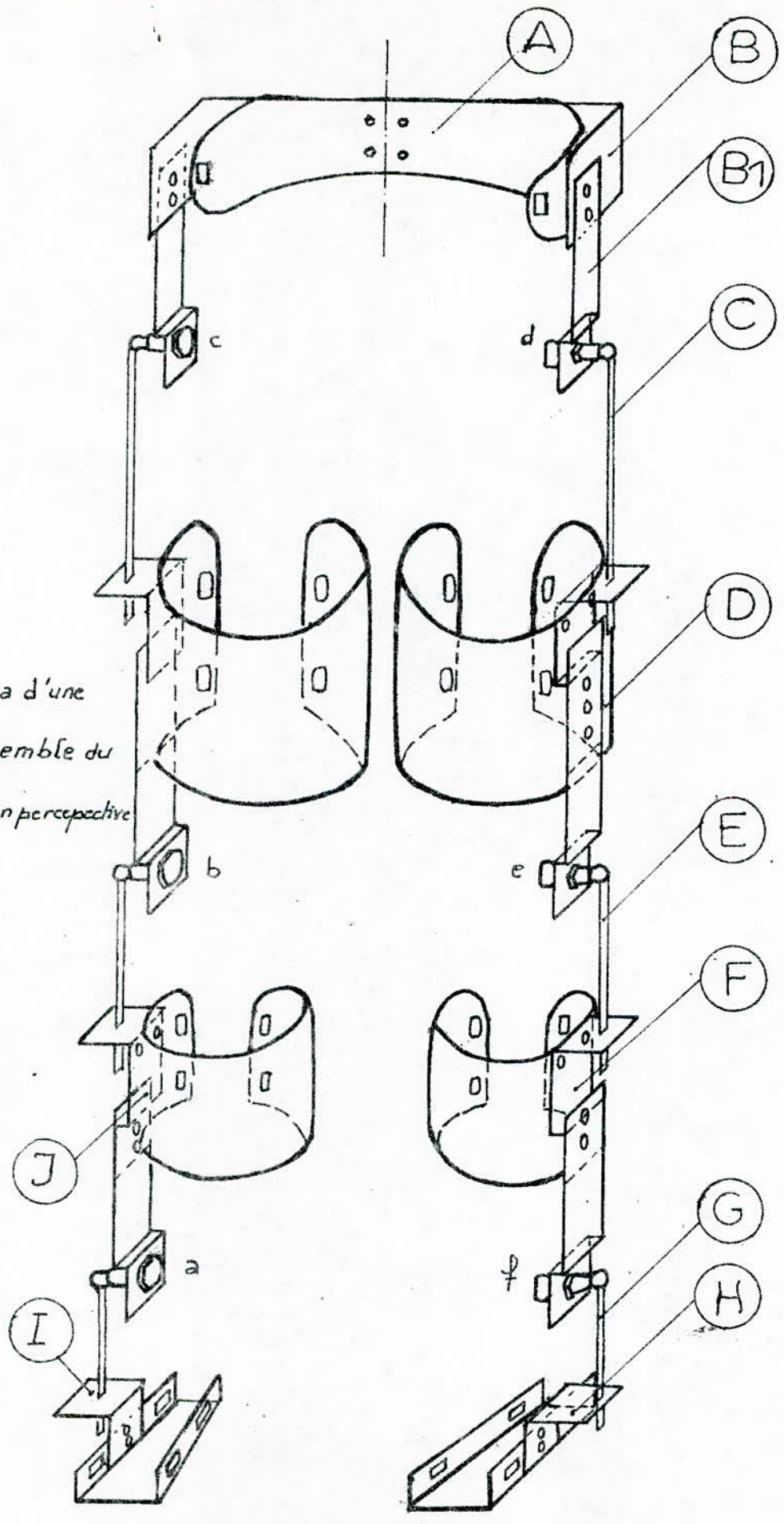
[H] - plaque mécanique revêtant la plante des pieds.

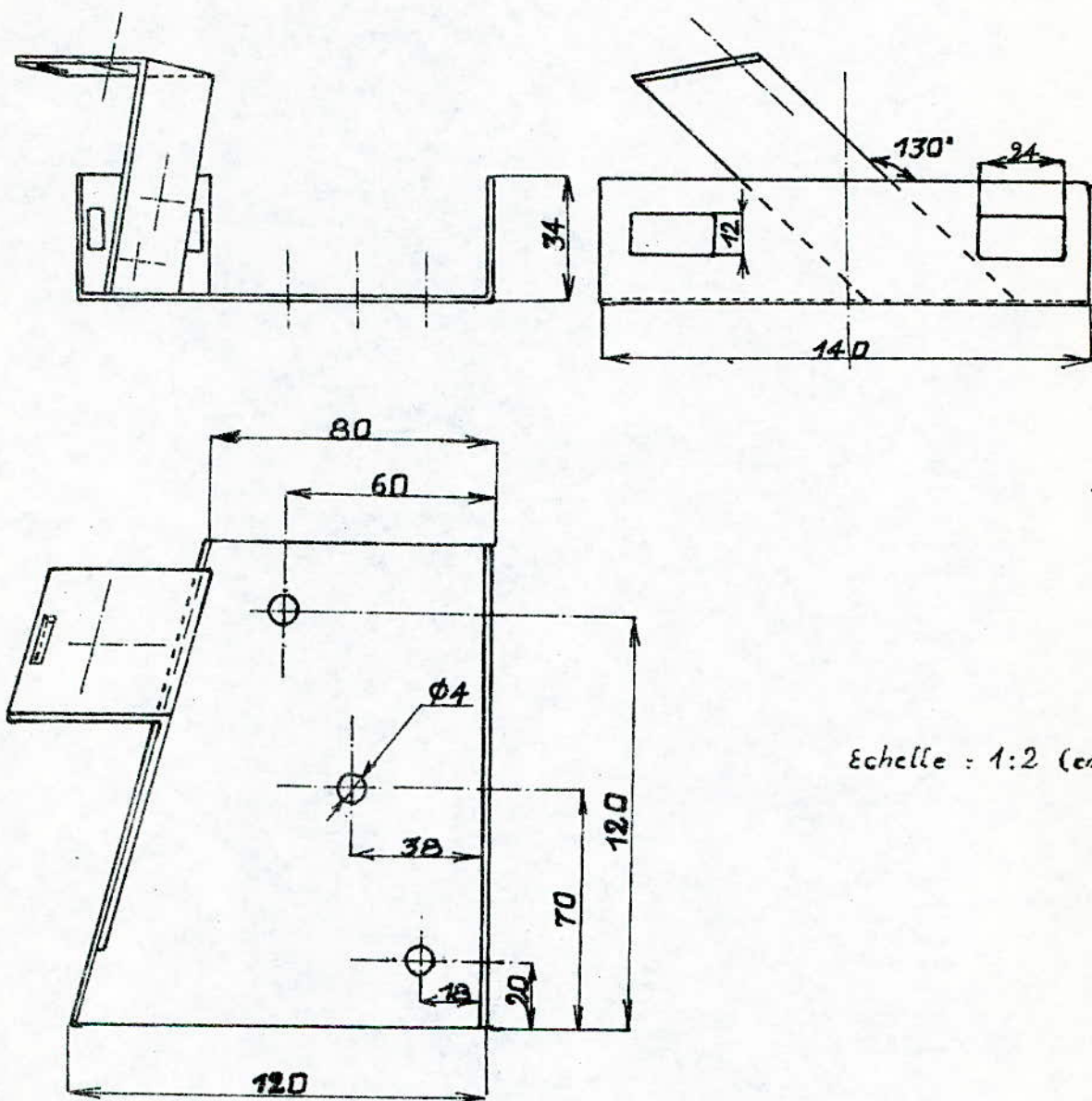
remarque: Toutes les pièces mécaniques peuvent être en aluminium, les tiges doivent être souples d'un côté, et rigides de l'autre côté, ces tiges sont en acier traité.

Après avoir présenté l'ensemble de notre montage mécanique, nous donnons à la page 23 le schéma électrique s'y rattachant, et ce afin de relever les variations de tension aux bornes de chaque capteur (6 potentiomètres).

Pour cela, nous avons utilisé des potentiomètres linéaires afin d'établir une relation entre la variation aux bornes de chaque potentiomètre et l'écart angulaire correspondant.

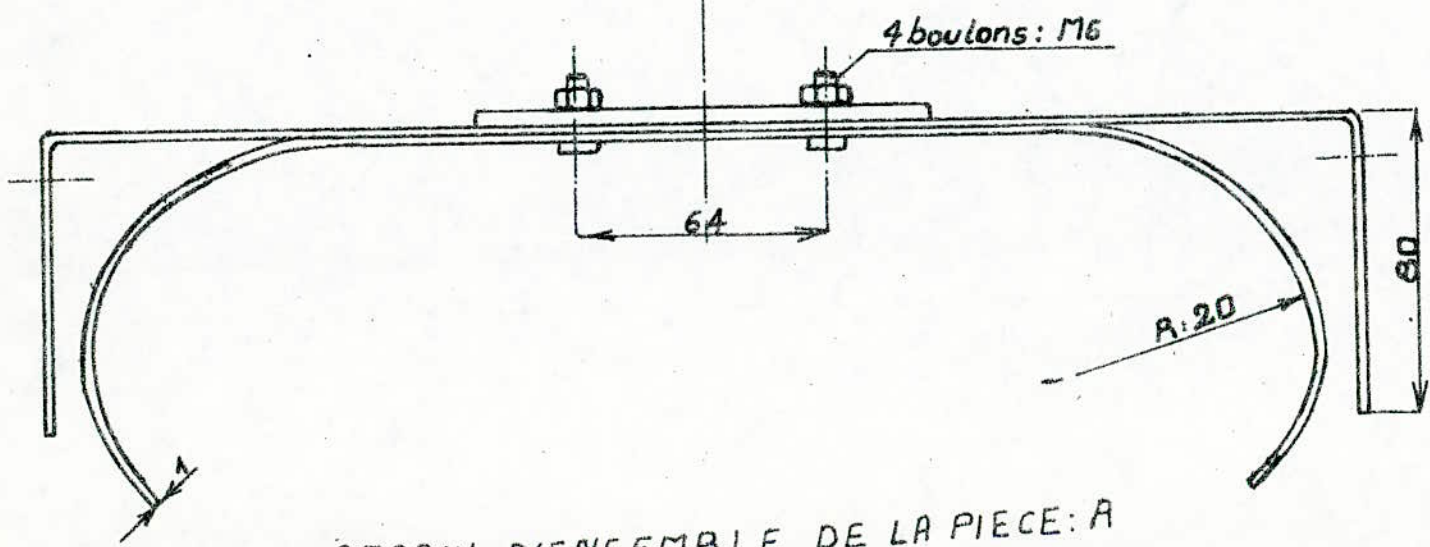
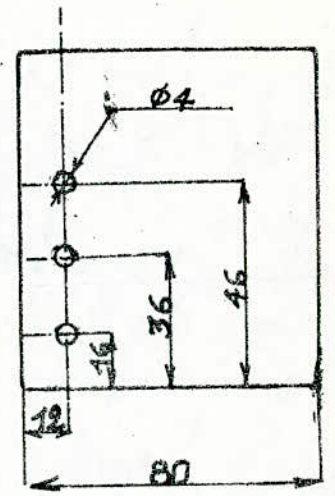
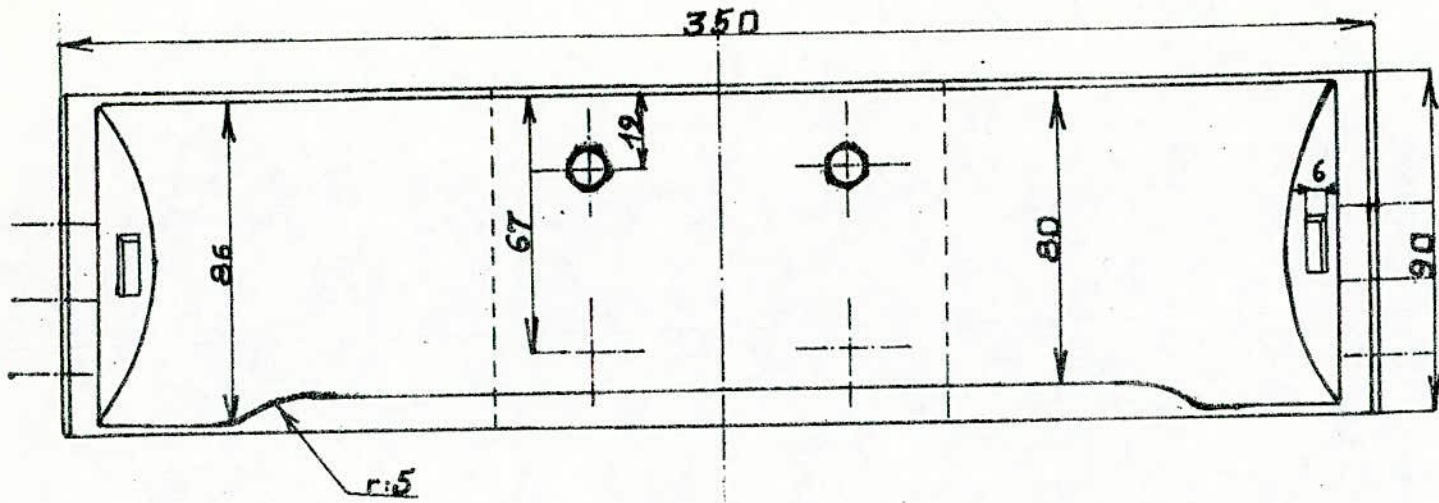
Schema d'une
Vue d'ensemble du
montage en perspective



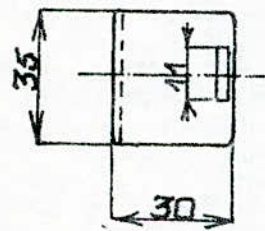
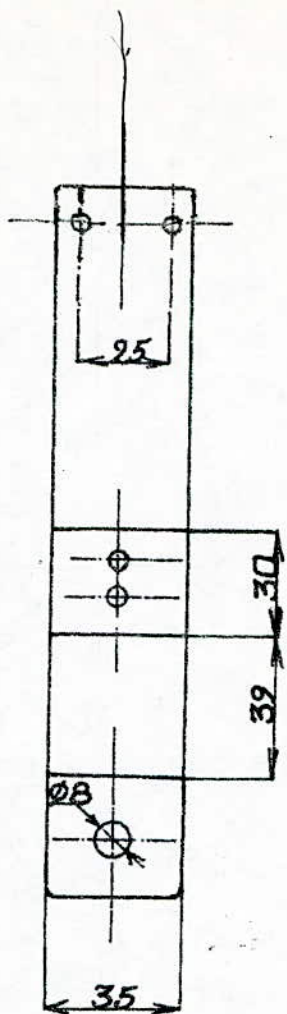
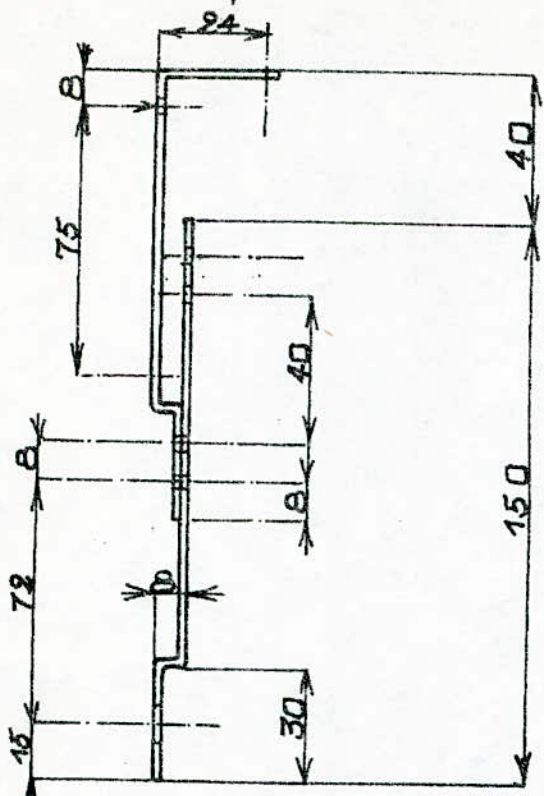


Echelle : 1:2 (cm)

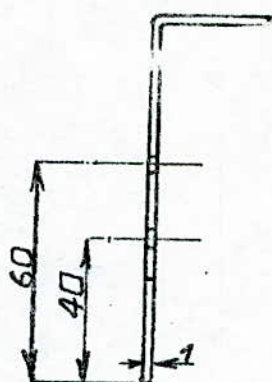
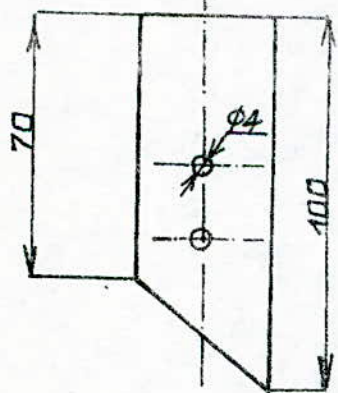
DESSIN D'ENSEMBLE
DE LA PIECE:H



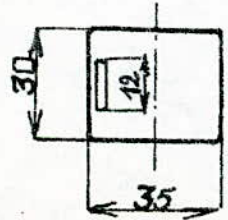
DESSIN D'ENSEMBLE DE LA PIECE: A



DESSIN D'ENSEMBLE DE LA PIECE : J



DESSIN TECHNIQUE DE LA PIECE : I



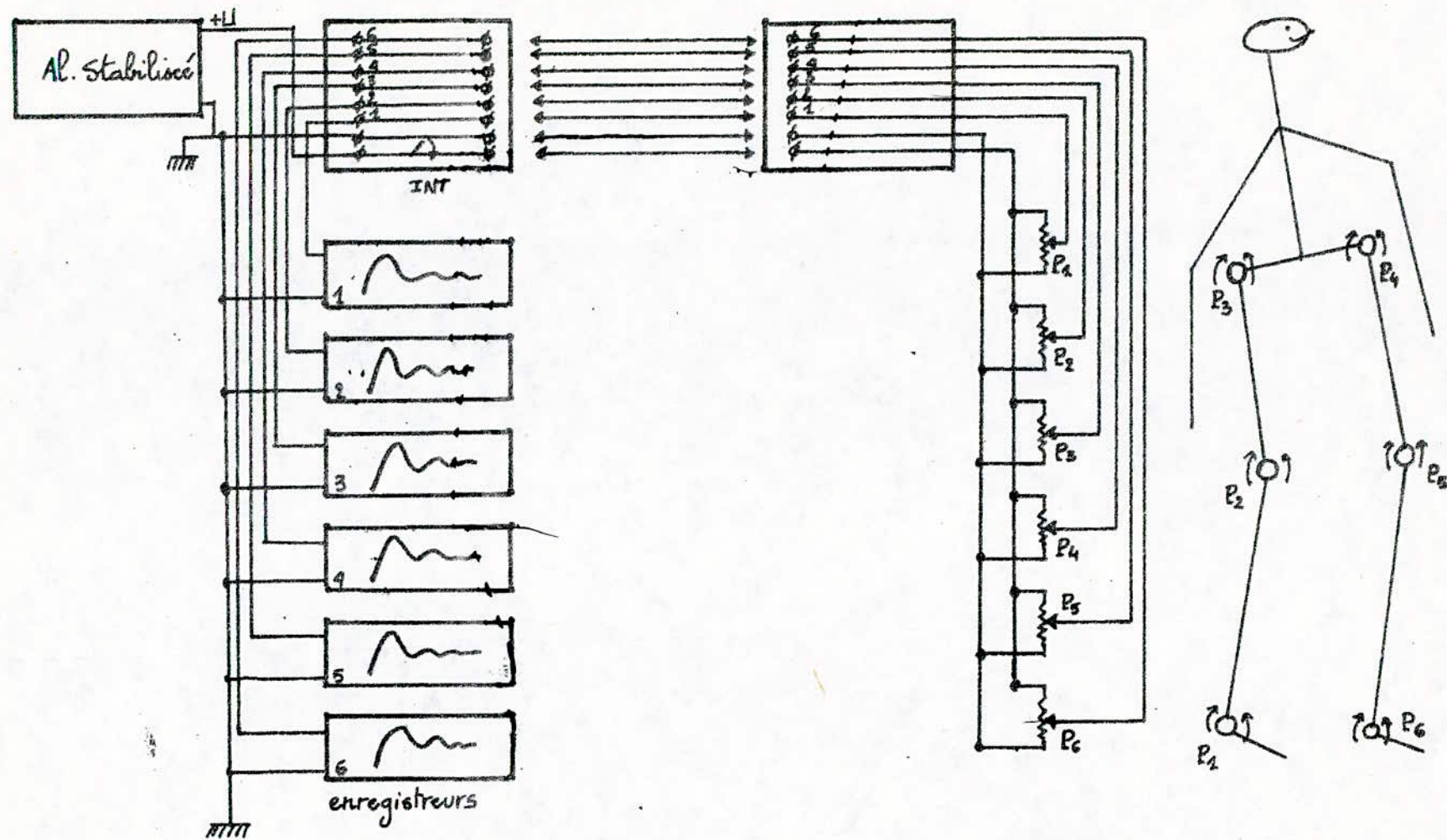


Schéma électrique du montage biomécanique.

Remarque Generale:

L'élaboration du modèle mécanique, ne retient que les articulations intervenant directement au cours de la marche.

C'est ainsi que nous avons considéré comme rigides la colonne vertébrale et les articulations des membres supérieurs, bien que leur action ne soit pas négligeable au cours de la déambulation surtout pour le maintien de l'équilibre du marcheur.

Le modèle se présente donc de la manière suivante :

- la partie supérieure du corps "ensemble tête-tronc-membres supérieurs", est assimilée à la plaque rectangulaire rigide, qui s'articule avec les membres inférieurs en deux endroits : les articulations coxo-fémorales,
- la cuisse et le segment jambier sont représentés par deux tiges rectilignes qui s'articulent entre elles au niveau du genou,
- le pied, quant à lui est constitué de deux segments rectilignes, soudés entre eux de façon rigide au niveau de l'articulation tibio-tarsoienne, et d'un troisième segment qui représente les orteils et qui se rattache à l'ensemble précédent par l'articulation métatarso-phalangienne. (articulation ignorée dans notre modèle).

De plus nous avons adopté les hypothèses suivantes :

- l'épaisseur du corps ainsi que son poids sont négligés devant les autres dimensions du modèle.
- les différentes articulations sont réduites à un centre de rotation fixe.

Les hypothèses sont nécessaires et posent plusieurs problèmes de nature technique, par exemple celui obligeant le déplacement de notre appareil en cours de marche.

Nous avons négligé tous les mouvements des muscles, ce qui constitue la source de déformations de nos jours, à mesurer les positions des os en course de marche (nécessité d'existence de capteurs devant être disposés sous les muscles des membres inférieurs).

CHAPITRE

II

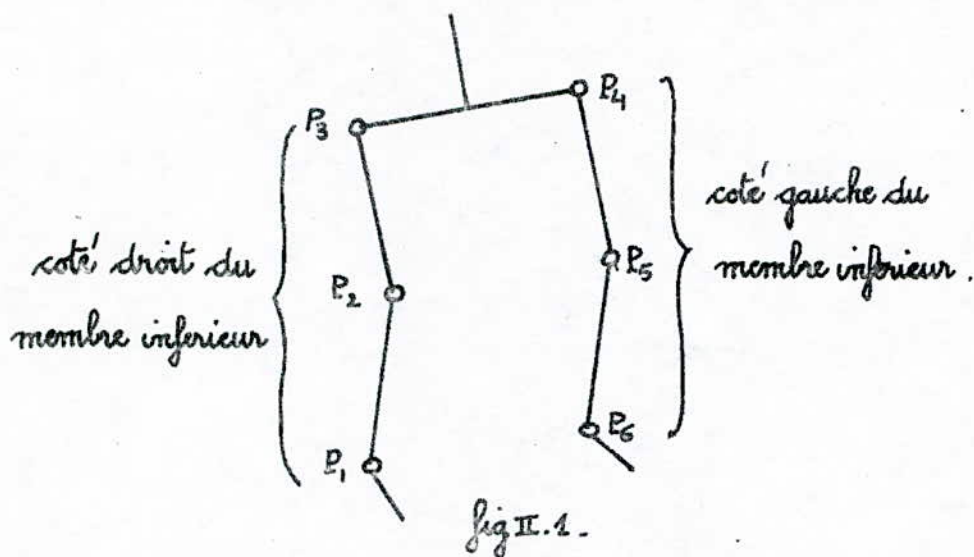
○—CHAPITRE II.—○

Le second chapitre sera consacré à la planification des expériences que nous avons réalisées, à présenter les courbes les plus significatives que nous avons relevé, ainsi qu'à donner une méthode de calcul pour l'obtention du spectre d'un signal quelconque et qui est indispensable à toute comparaison

II.1. Planification des expériences :

II.1.1. Soortion du problème :

Nous avons tenu compte des prix articulations donc des prix tensions à relever aux bornes des potentiomètres $P_1, P_2, P_3, P_4, P_5, P_6$ schématisés à la fig II.1.



Pour les différentes expériences, nous avons réalisé un câble de 8 fils conducteurs de 40 m de longueur. Nous avons utilisé un analyseur de spectre et un enregistreur de niveau permettant le tracé des courbes visualisé sur l'analyseur.

Nous procéderons à toutes les expériences envisagées et ce, par l'étude du système locomoteur en régime permanent, il existe 6 sorties mesurables.

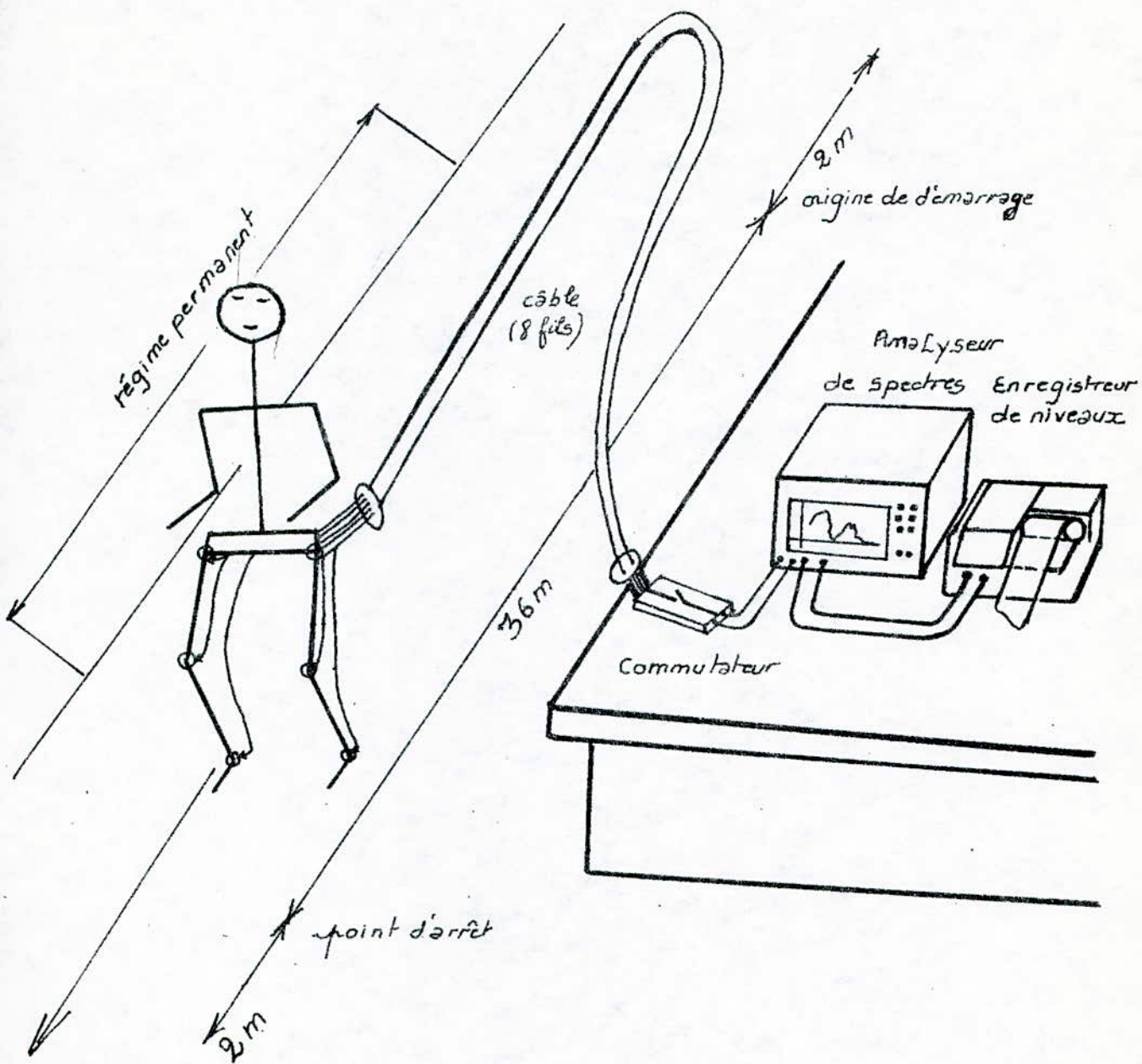
Parmi l'ensemble des perturbations pouvant avoir une influence sur notre système. Au départ, nous nous sommes restreint à certaines perturbations de nature différente et qui sont.

- le changement de vitesse instantanée,
- l'influence du milieu extérieur (température ambiante, ect...)
- l'influence de l'état initial,
- l'influence de l'entourage (conditions d'expérimentation, ...)

Nous entendons par changement de vitesse, le fait qu'à partir d'une vitesse de marche normale, le sujet augmente sa cadence de marche.

Il est bien entendu que les perturbations étudiées ne rendront pas compte des paramètres internes de ce système supposé comme étant une boîte noire. Une prise en compte d'un petit nombre de perturbations pouvant influencer notre système locomoteur; donne à notre étude toute son utilité vu le fait que nous ne disposons que de très peu d'information sur le système locomoteur.

Expérimentalement, nous avons procédé à des essais avec la collaboration de médecins, ce qui nous a permis de retenir comme longueur d'un pas : 60cm (voir annexe), comme temps d'un cycle de marche : 1s, et des dimensions de parcours (piste de 40m, démarrage de 2m, freinage 2m). Nous donnons à la page 28. l'esquisse du lieu de nos



ESQUISSE DE CABLAGE D'ENSEMBLE
 REALISE AU COURS DES EXPERIENCES

expériences. Nous donnons ci-après les facteurs qui ont caractérisé nos expériences :

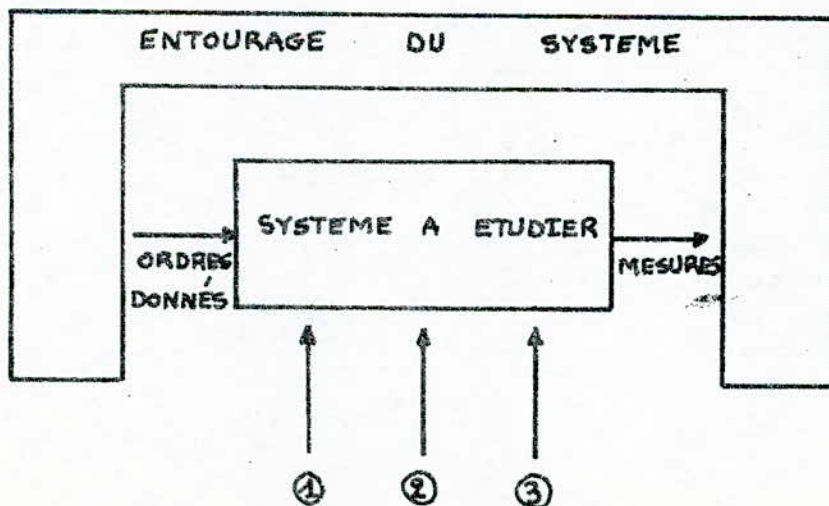
- bruit
- température ambiante : 14°C
- déplacement de notre montage mécanique
- le sujet n'était pas décontracté
- le sujet a certainement accentué sa cadence de marche.

Nous n'avons donc pu limiter ces facteurs nuisibles à nos mesures, ce qui nous a contraint de changer certaines conditions d'expérimentation.

Après plusieurs essais, nous avons choisi d'analyser :

- l'influence du changement de vitesse instantanée, (①)
- de l'influence d'une surcharge, (②)
- et de l'influence d'une dissymétrie (inégalité des membres inférieurs) (③).

Par la suite, nous avons pris comme modèle un système défini de la façon suivante :



Nous avons planifié nos expériences de telle façon à présenter les mêmes conditions d'expérience pour nos mesures car nous ne pouvons pas savoir quels facteurs pourraient perturber les expériences.

Il s'agit d'établir l'analyse de sensibilité de notre système locomoteur suivant les trois perturbations retenus, il est donc nécessaire de prendre une décision sur leur sens de variation. Pour cela, nous avons procédé de la façon suivante:

Nous disposons nos points de mesure suivant une représentation cubique (fig.a.), dans laquelle chacune des trois perturbations peut varier de trois manières:

- vitesses notées par les indices: normale (0), maximale (1), ovinoire (2),
- charges supplémentaires: propre poids (0), + 10kg (1), + 20kg (2),
- dissymétrie: sans dissymétrie (0), rayon de talon: 2,5cm (1), 5cm (2).

Nous prendrons $3^3 = 27$ points de mesures (expériences) afin d'envisager toutes les combinaisons possibles de variation de ces influences.

Comme l'on a six sorties, nous procéderons à $27 \times 6 = 162$ expériences. Les mesures des sorties sont relevées séparément.

Le sens de variation de l'ensemble de ces paramètres est déterminé par l'utilisation de l'analyse factorielle.

V	normale (0)	maximale (1)	croisière (2)
dsym	propre (0)	2,5cm (1)	5cm (2)
ch	propre (0)	10kg (1)	20kg (2)

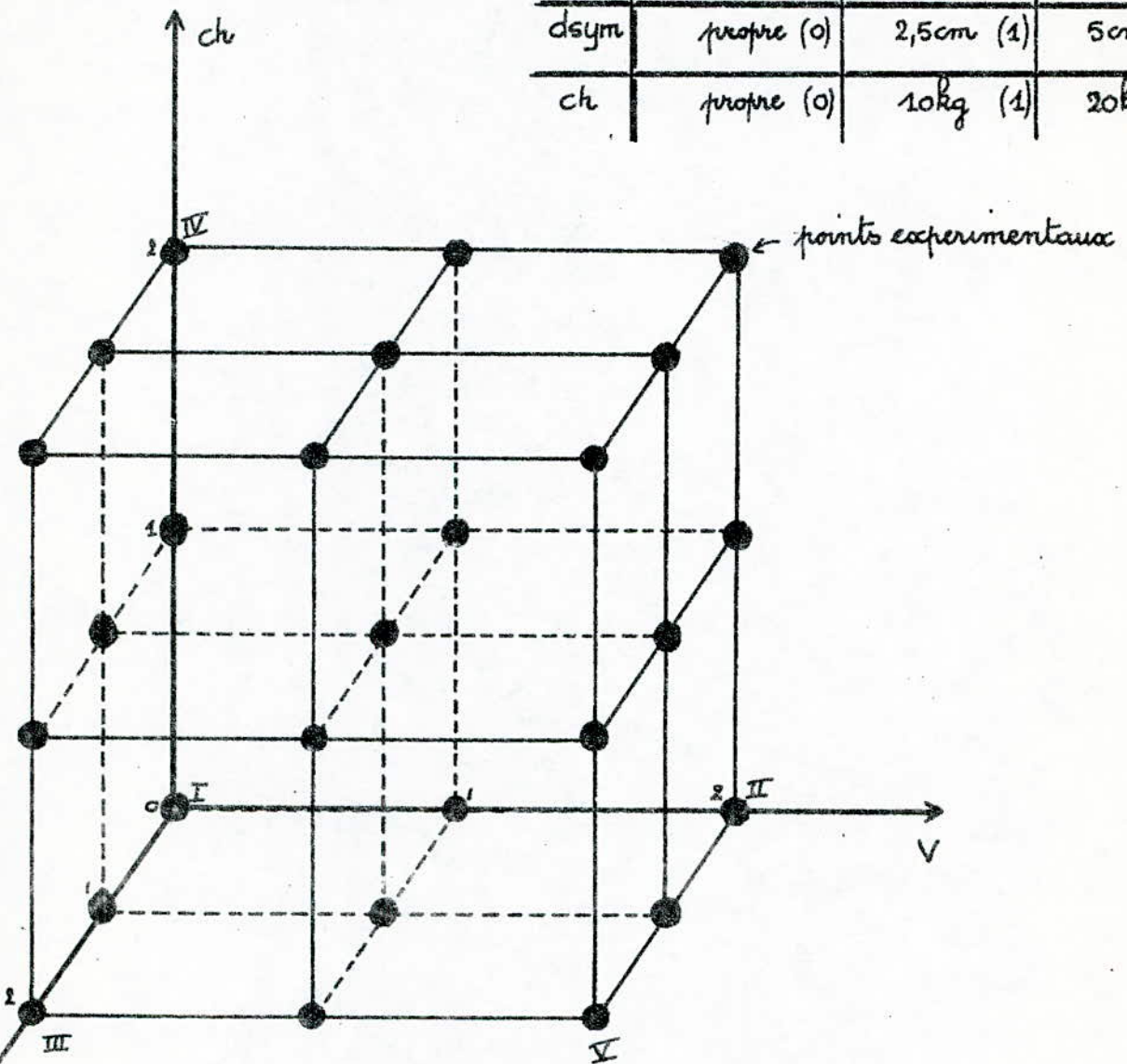


fig.

PLAN D'EXPERIENCE

II.1.2. - But et relevé des mesures :

Le but de ces expériences étant de relever les variations de tension aux bornes de chaque potentiomètre considéré. Cela nous donne la possibilité de déterminer les positions angulaires des points d'articulations. Pour cela, nous utilisons comme capteurs : des potentiomètres (systèmes qui fonctionnent dans le diapason 0-50HZ comme systèmes statiques). On a constaté qu'il existait une influence de l'élasticité des tiges utilisées, mais celle-ci est négligée.

Dans les conditions d'expériences, nous avons relevé un niveau de bruit allant de 40 à 50 db.

Les possibilités de stockage des données sont limitées (la mémorisation ne pouvant se faire uniquement qu'avec le spectre d'un seul signal et non de la tension en fonction du temps.

- Nous avons relevé les variations de tension aux bornes de chaque potentiomètre et qui nous permettra par la suite de connaître les écarts angulaires correspondants (notion de base pour notre essai de simulation de la marche humaine).

Nous nous sommes fixés comme tâches :

- relever les spectres des signaux considérés dans la bande de 0 à 50HZ,
- relever les différences de spectres.

Nous avons choisi une bande de 0 à 50HZ parce que le temps d'acquisition des données est compatible avec les conditions d'expérimentation.

Nous avons pu mesurer directement, la valeur moyenne et la valeur moyenne pondérée exponentiellement, des signaux relevés.

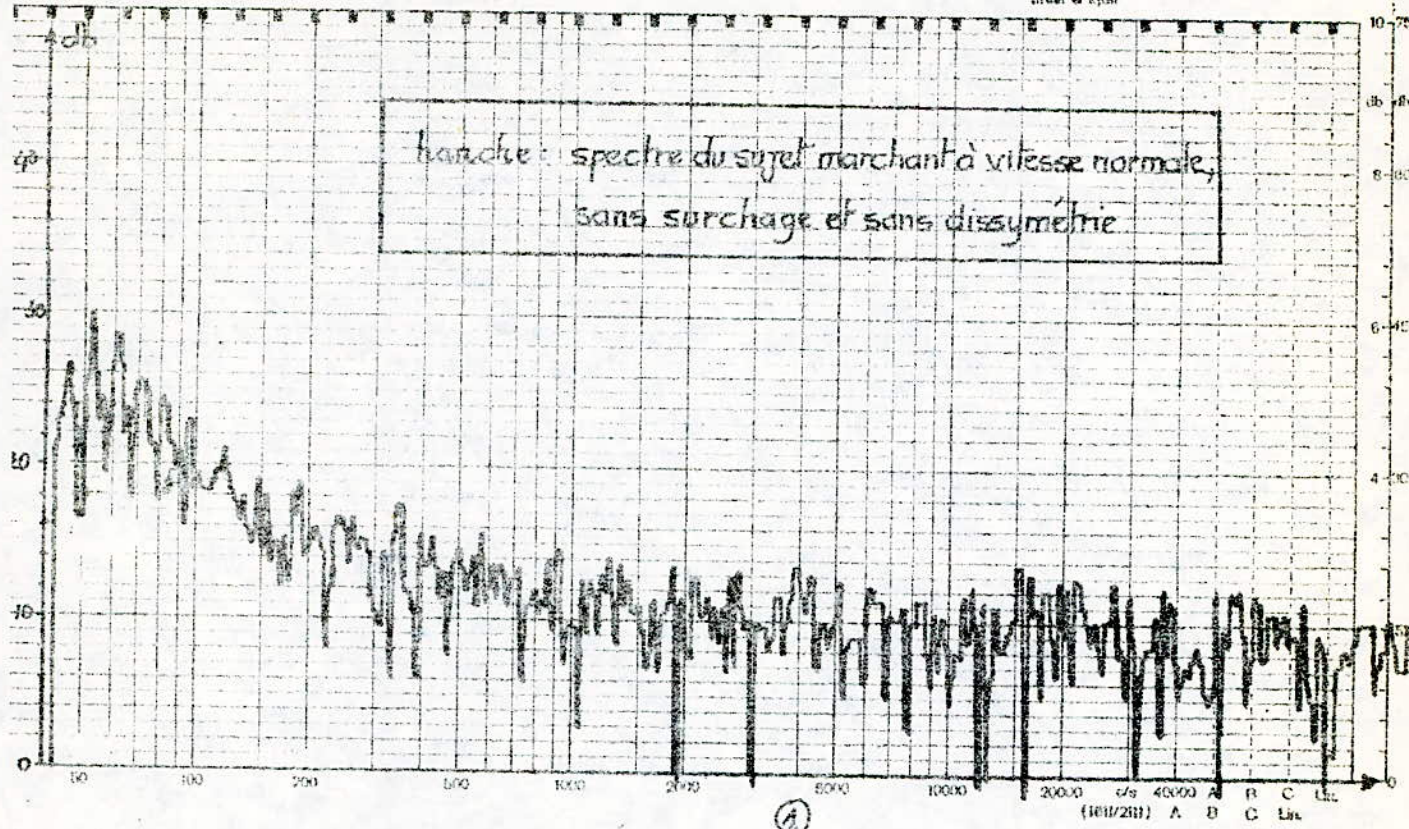
Ces mesures peuvent permettre de constater un changement d'état du système locomoteur et ceci constitue une application importante au niveau du suivi médical d'un sujet atteint de lésion par exemple au niveau de son système locomoteur.

De la page 34 à la page 47, nous donnons les courbes que nous avons jugé comme étant les plus significatives de nos relevés, par rapport à l'ensemble des expériences réalisées.

Notons que ces relevés sont représentés suivant une échelle logarithmique. La tension (en db) est donnée en fonction du temps et le spectre en fonction du nombre de raies.

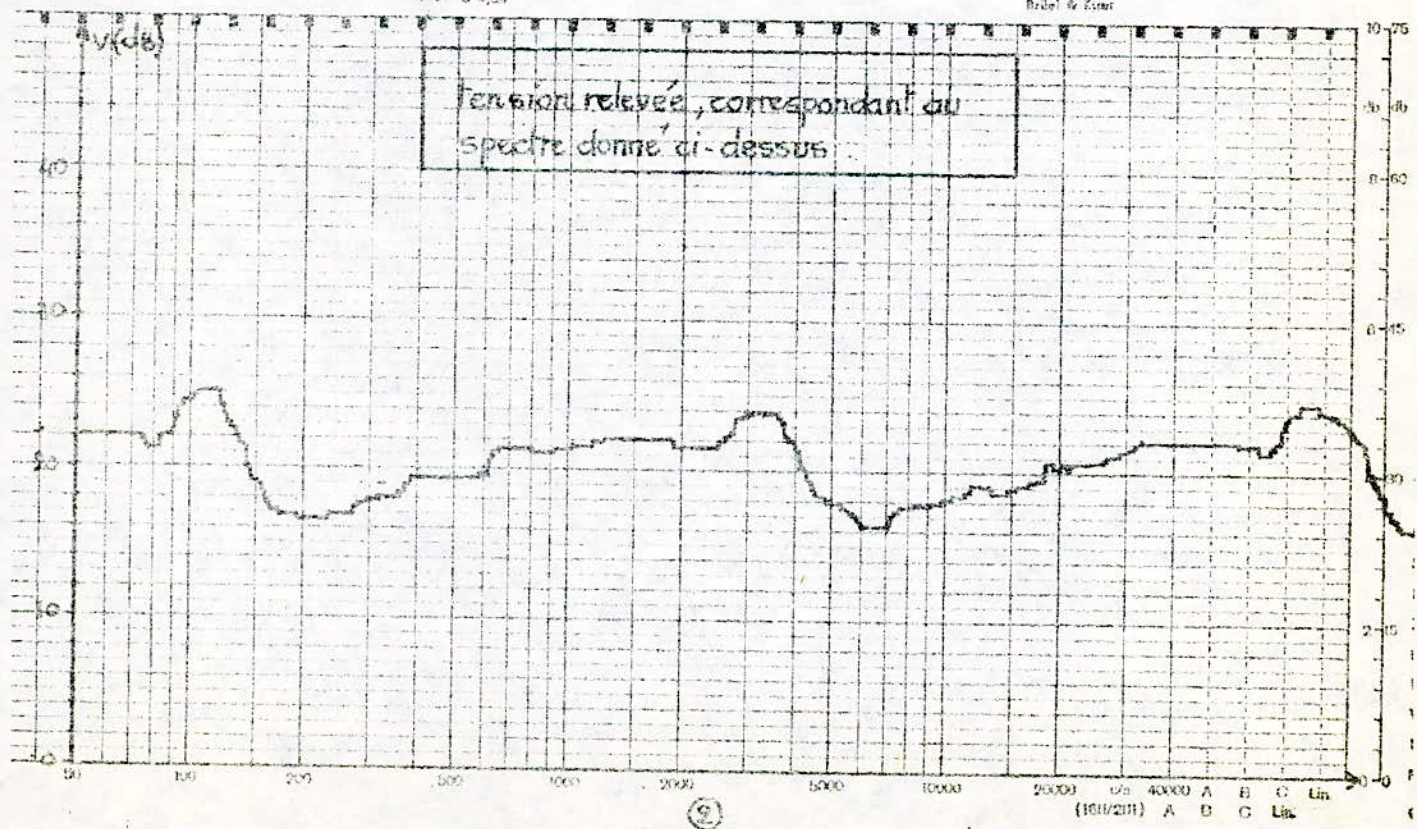
Brüel & Kjaer

Brüel & Kjaer



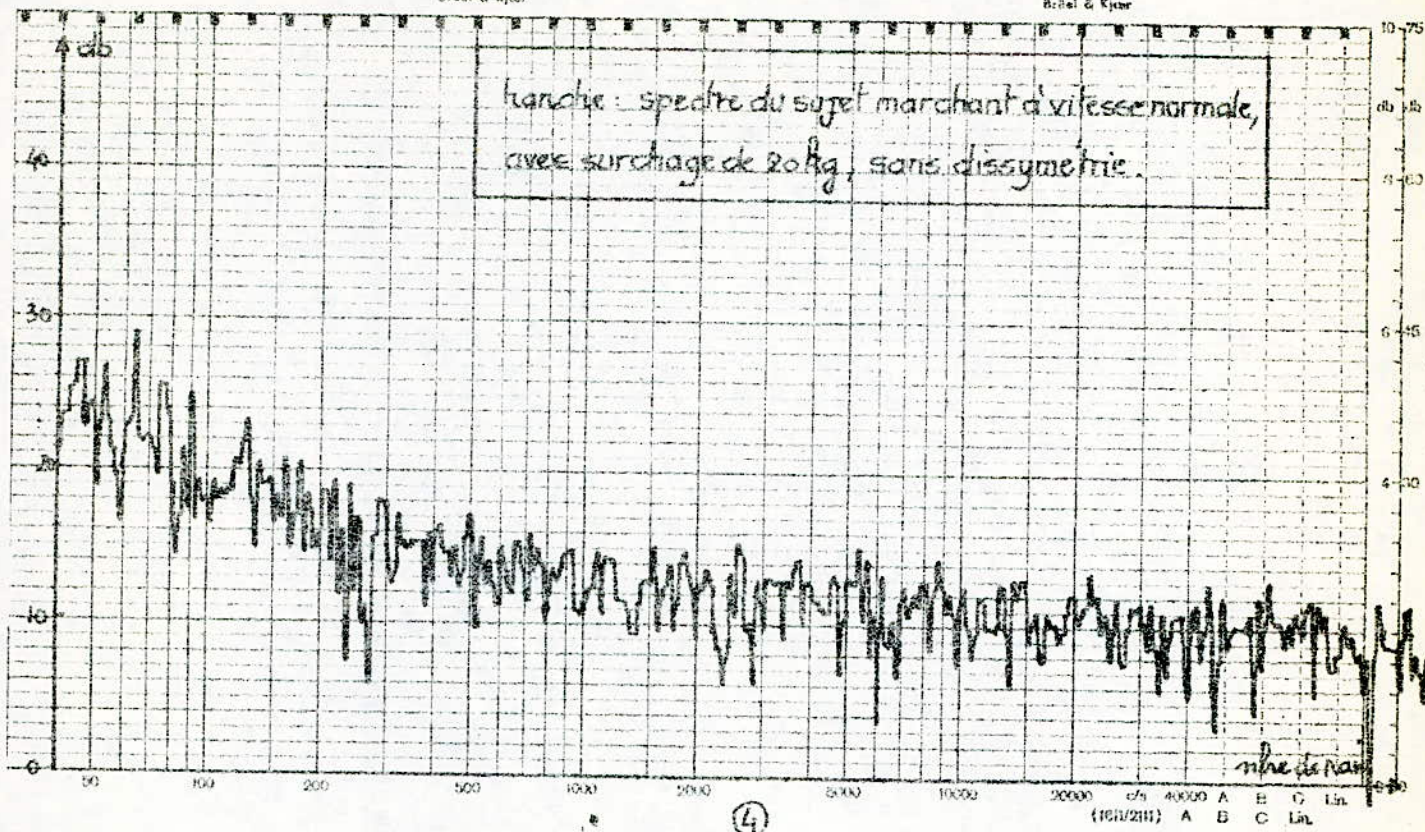
Brüel & Kjaer

Brüel & Kjaer



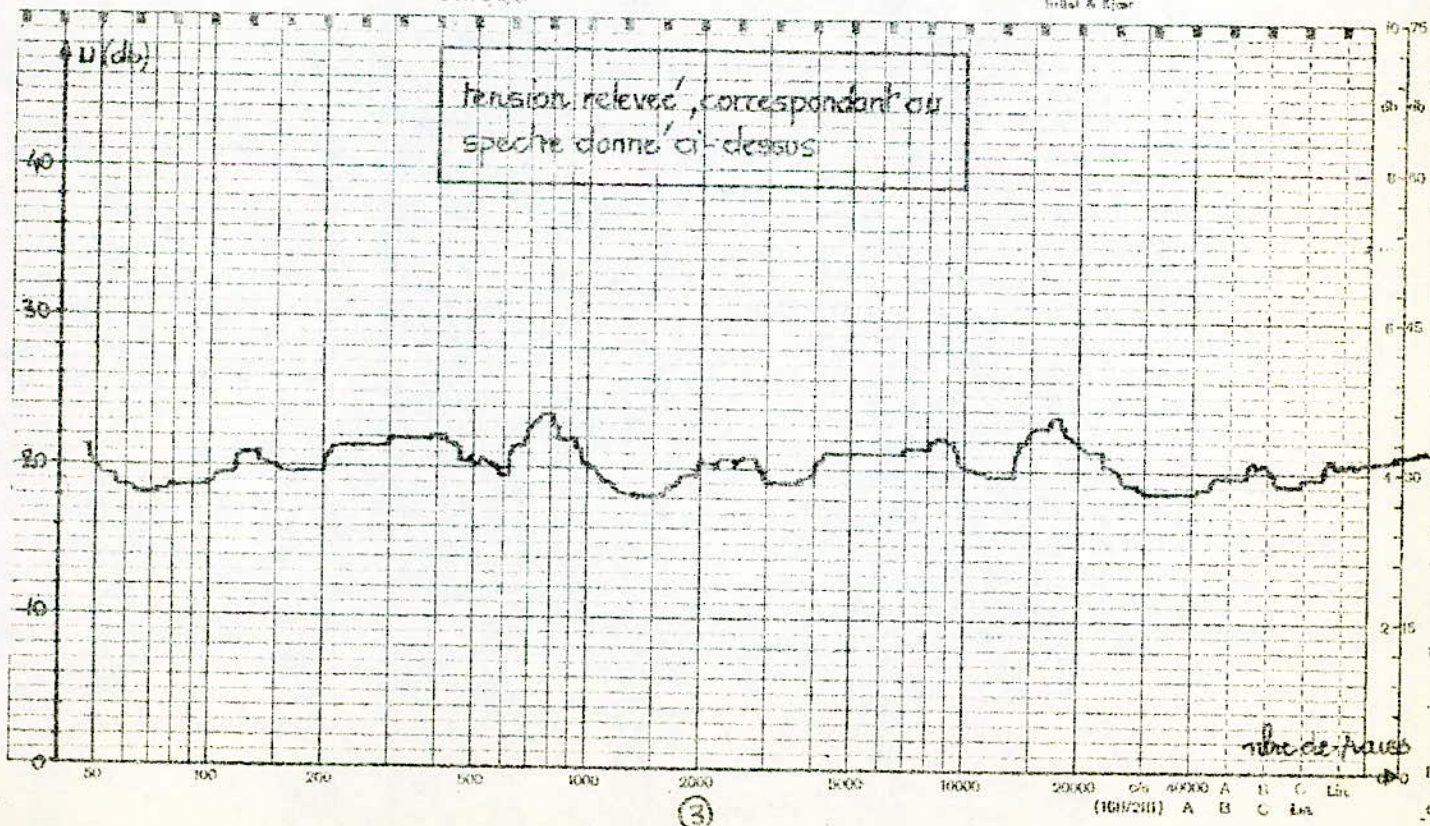
Brüel & Kjær

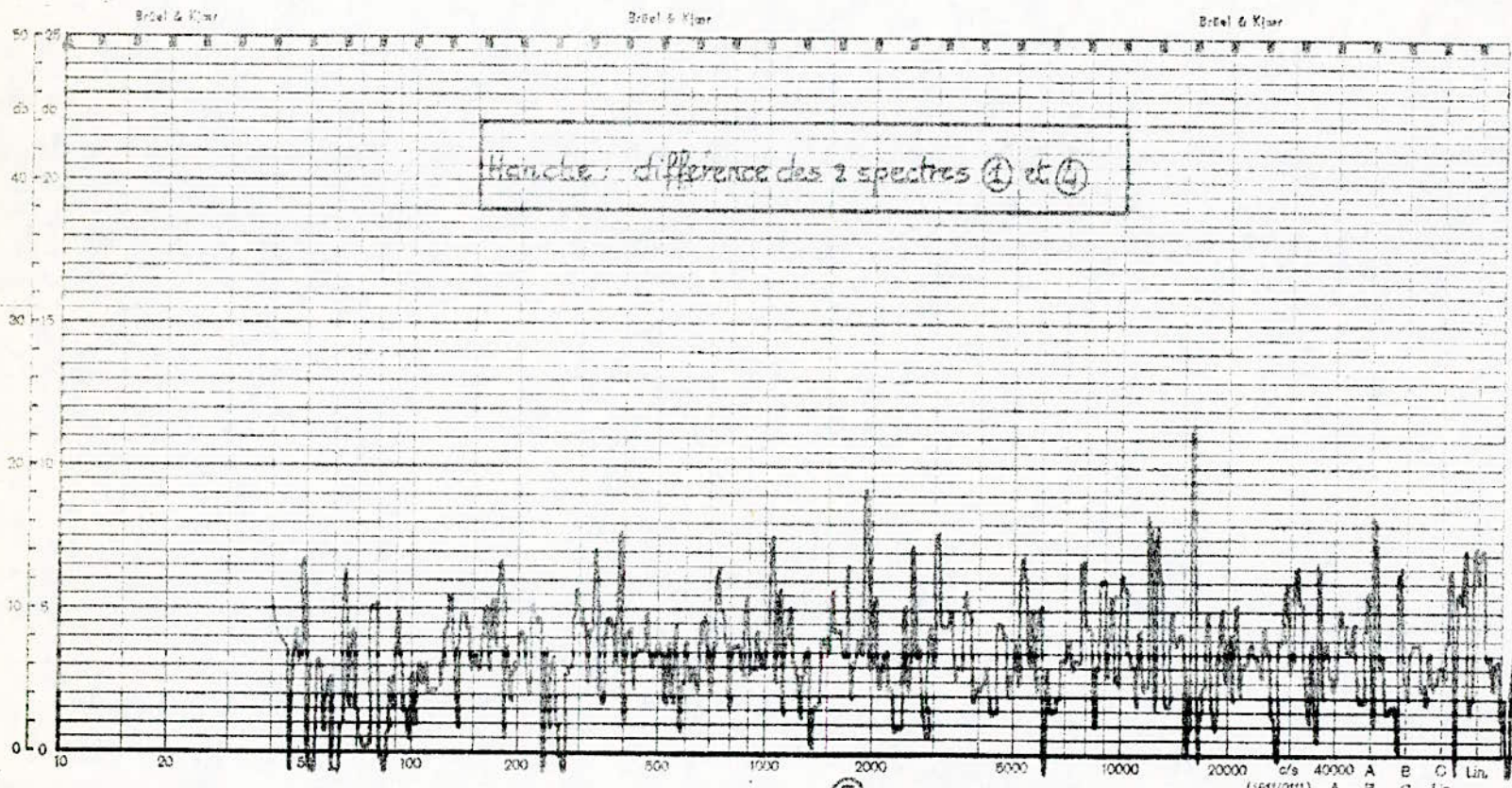
Brüel & Kjær



Brüel & Kjær

Brüel & Kjær





Brüel & Kjær
Copenhagen



Measuring Object _____

Rec. No. _____

Date: _____

Sign: _____

Post: _____

Exp. No. _____

Wire: _____

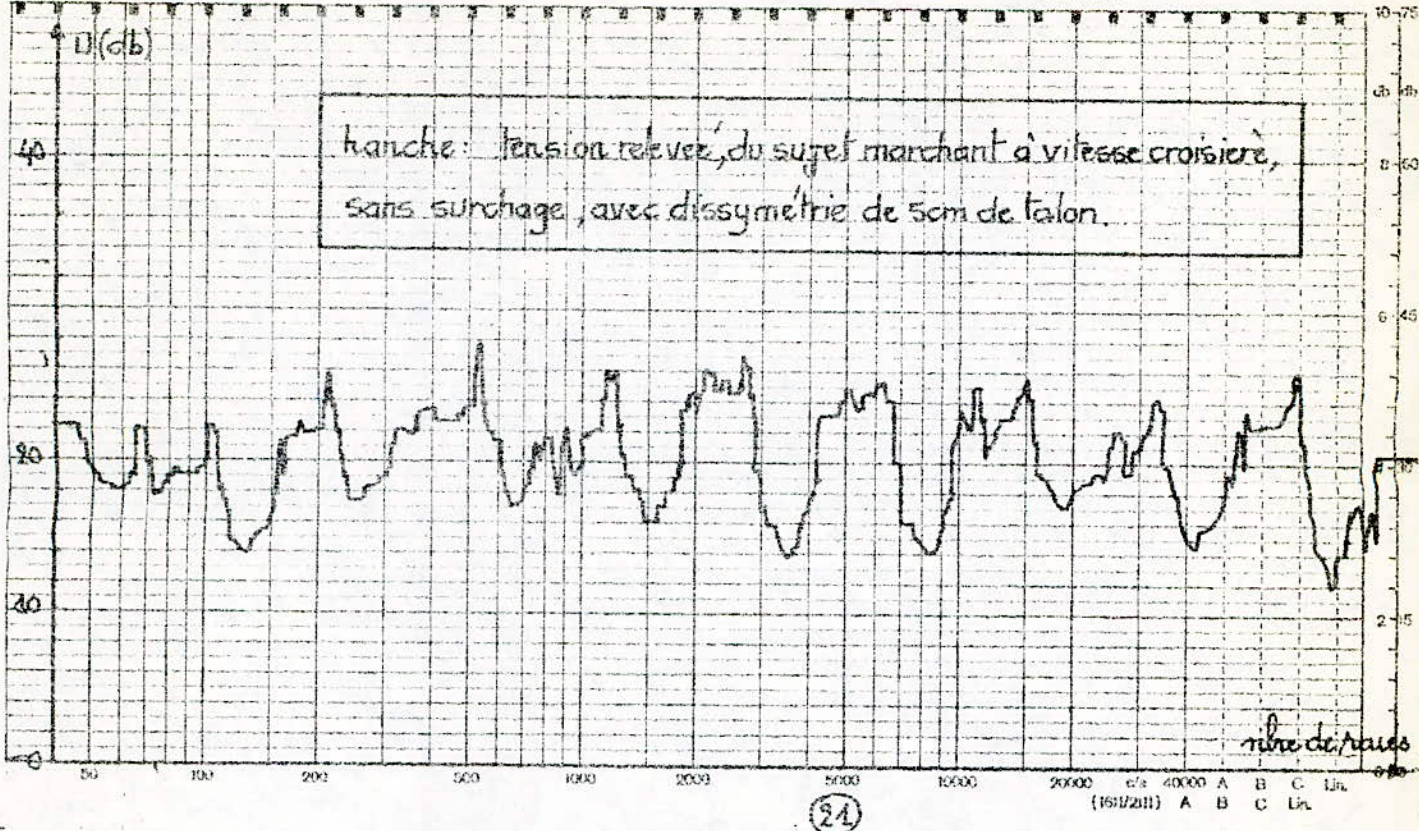
Paper Sp: _____

Multi. Freq. Scale by _____

QP 1123

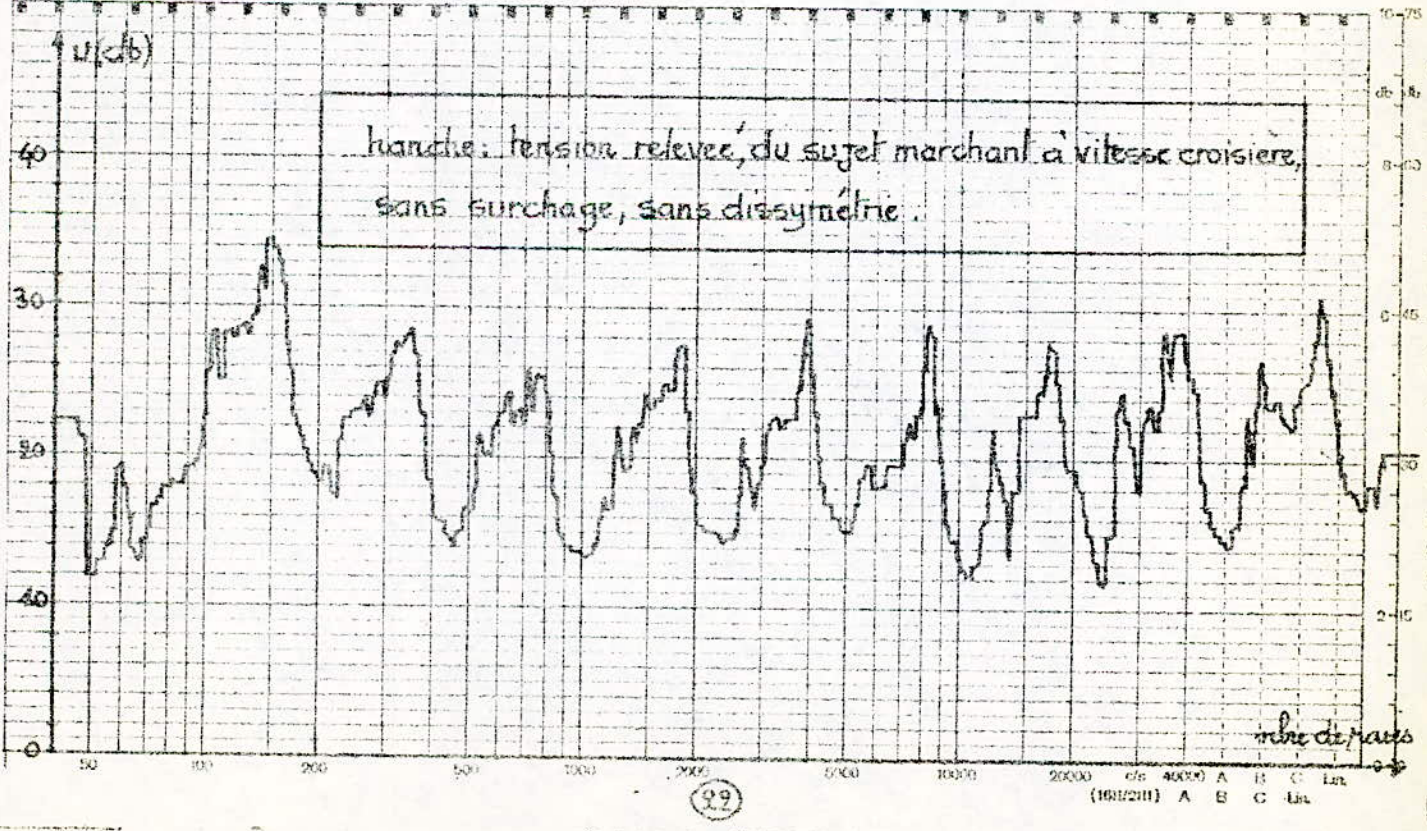
B-Gel & Klor

B-Gel & Klor



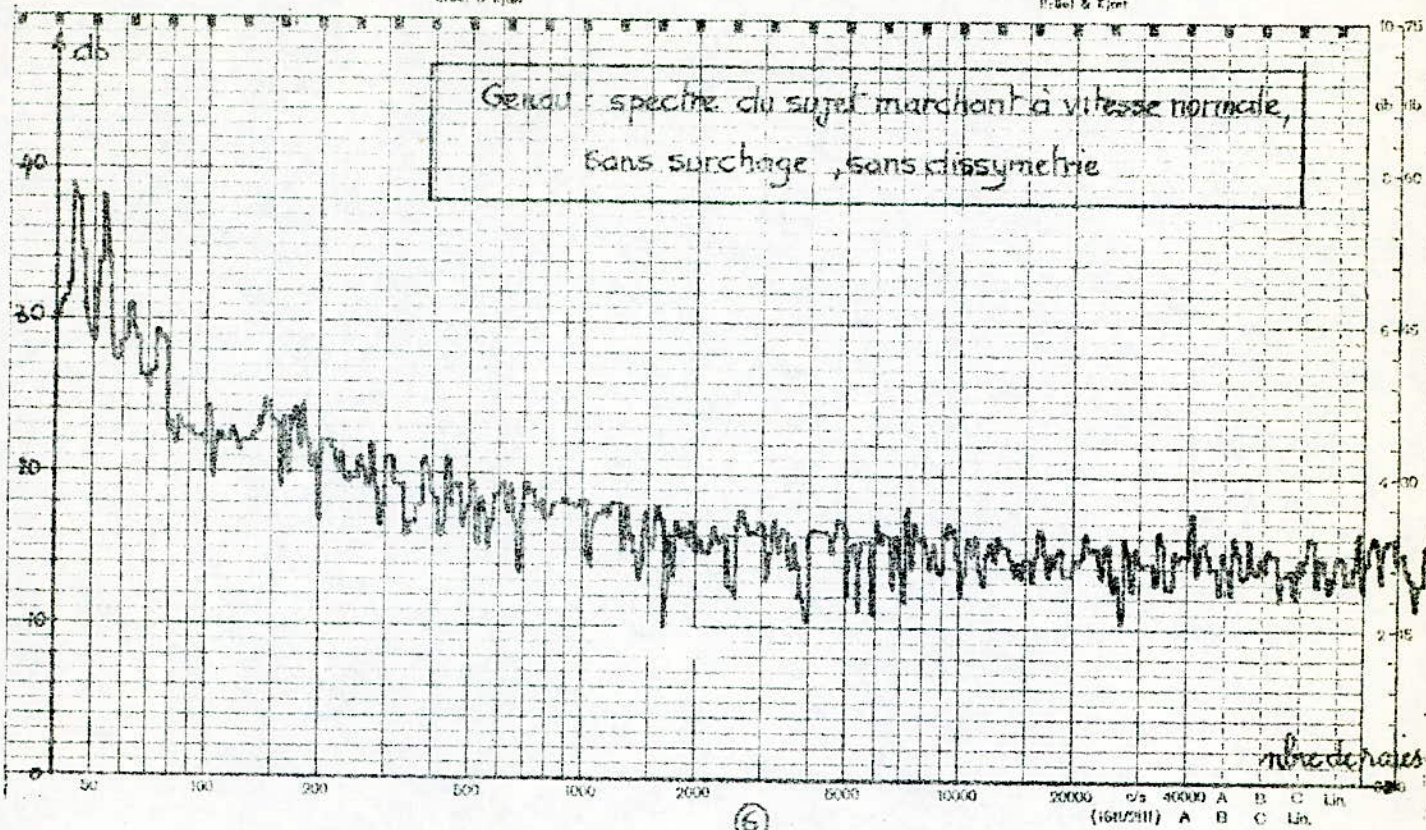
B-Gel & Klor

B-Gel & Klor



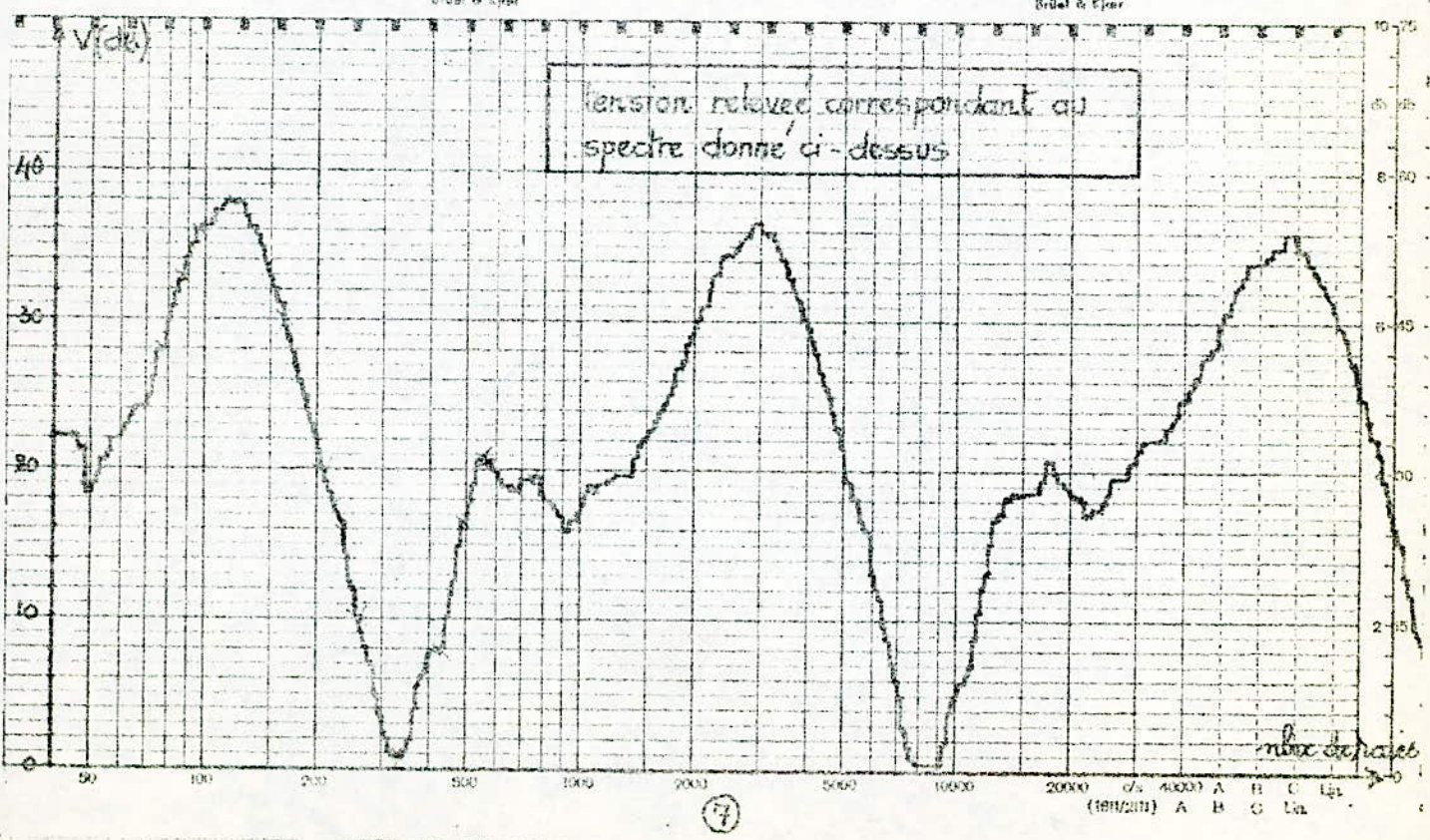
Brüel & Kjær

Brüel & Kjær



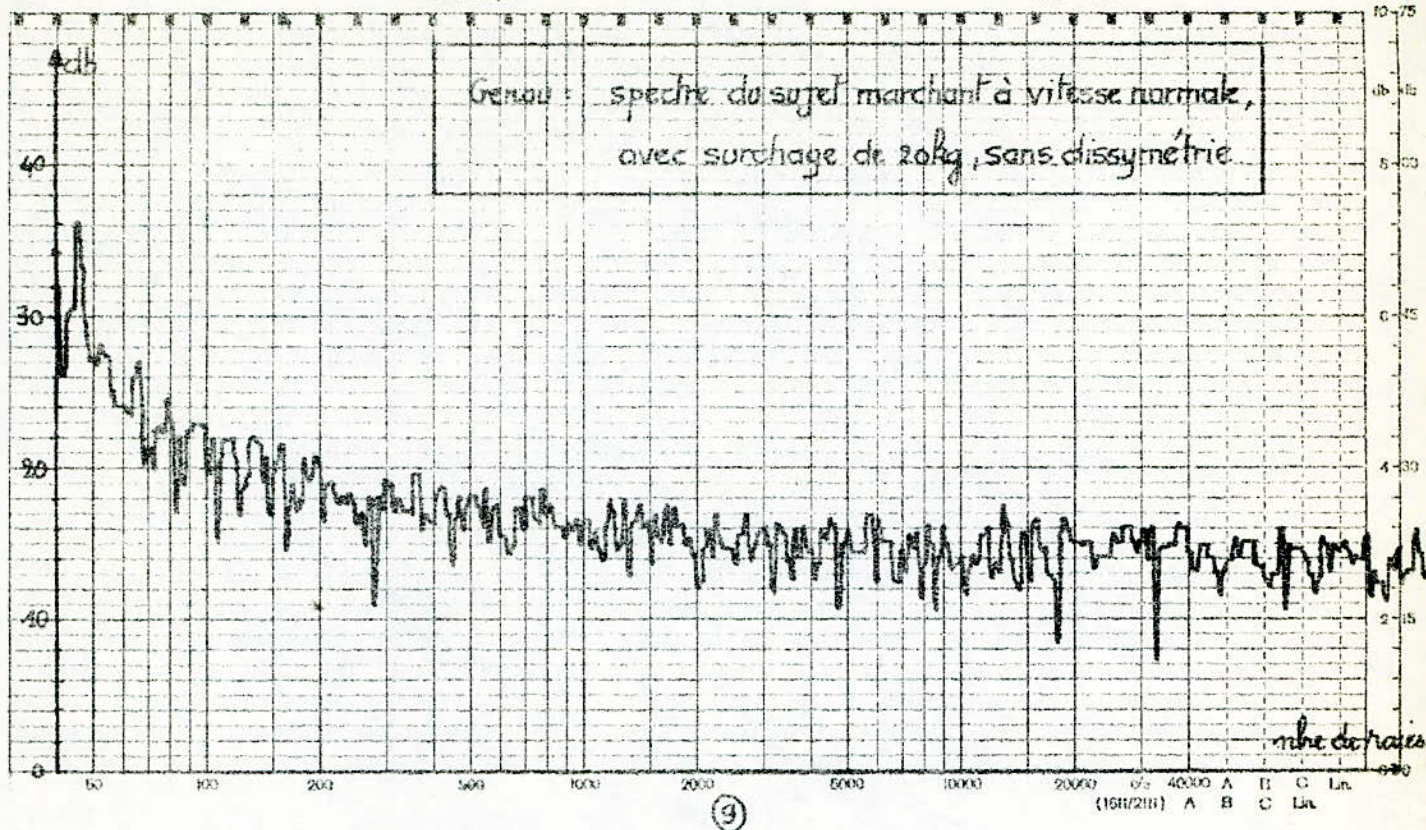
Brüel & Kjær

Brüel & Kjær



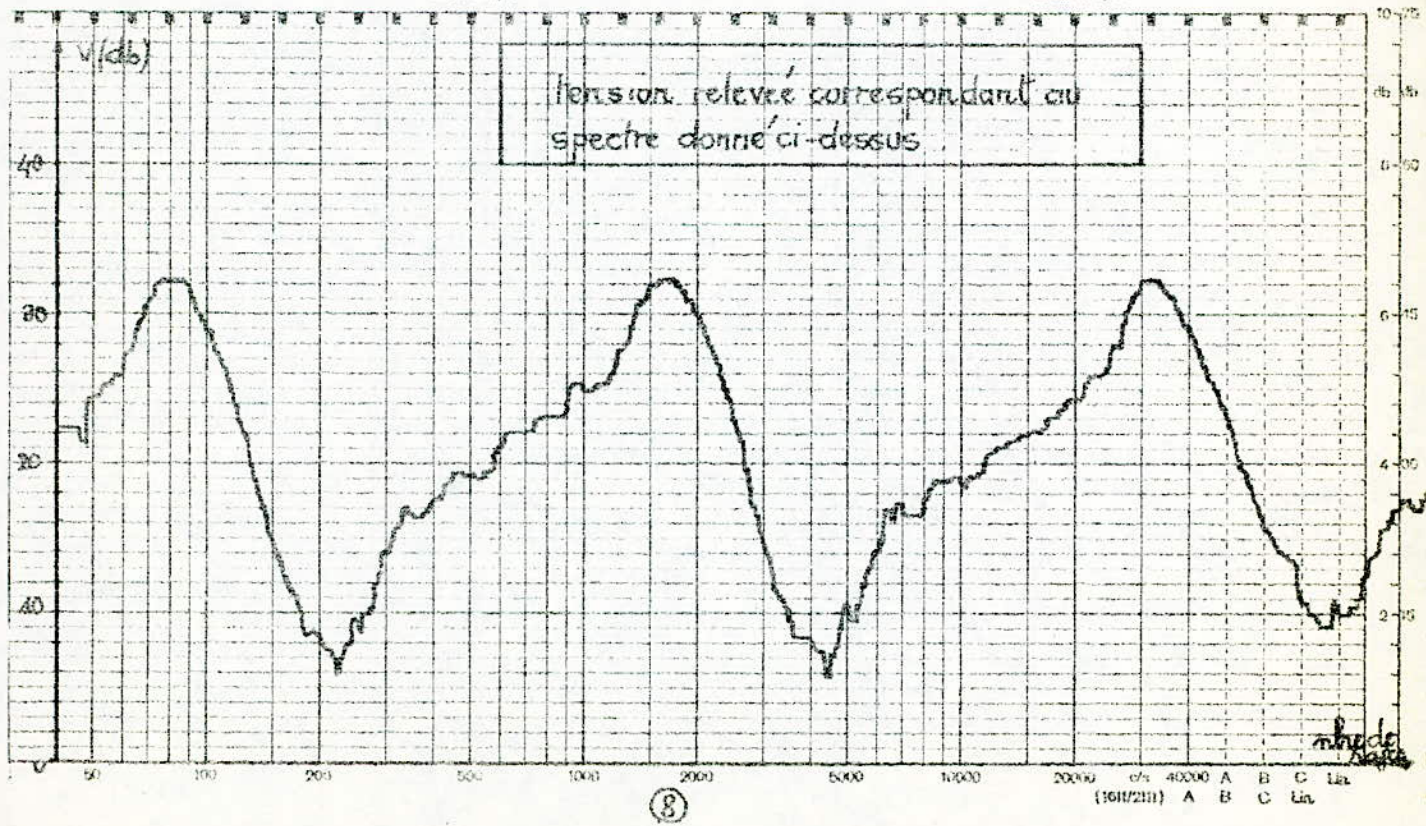
Briel & Kjaer

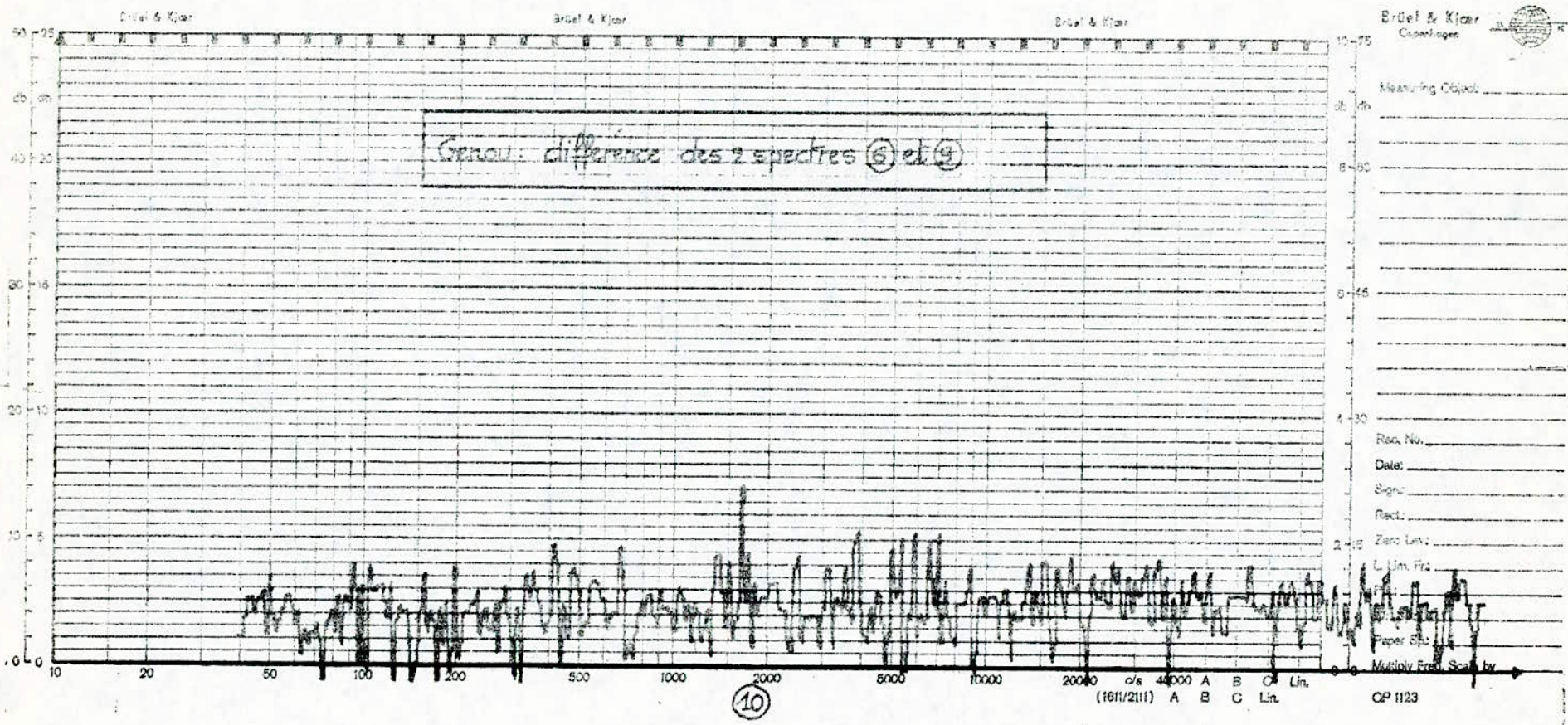
Briel & Kjaer



Briel & Kjaer

Briel & Kjaer





Erde & Kjaer
Copenhagen

Measuring Object: _____

Rec. No. _____

Date: _____

Sign: _____

Rect: _____

Zero Lev: _____

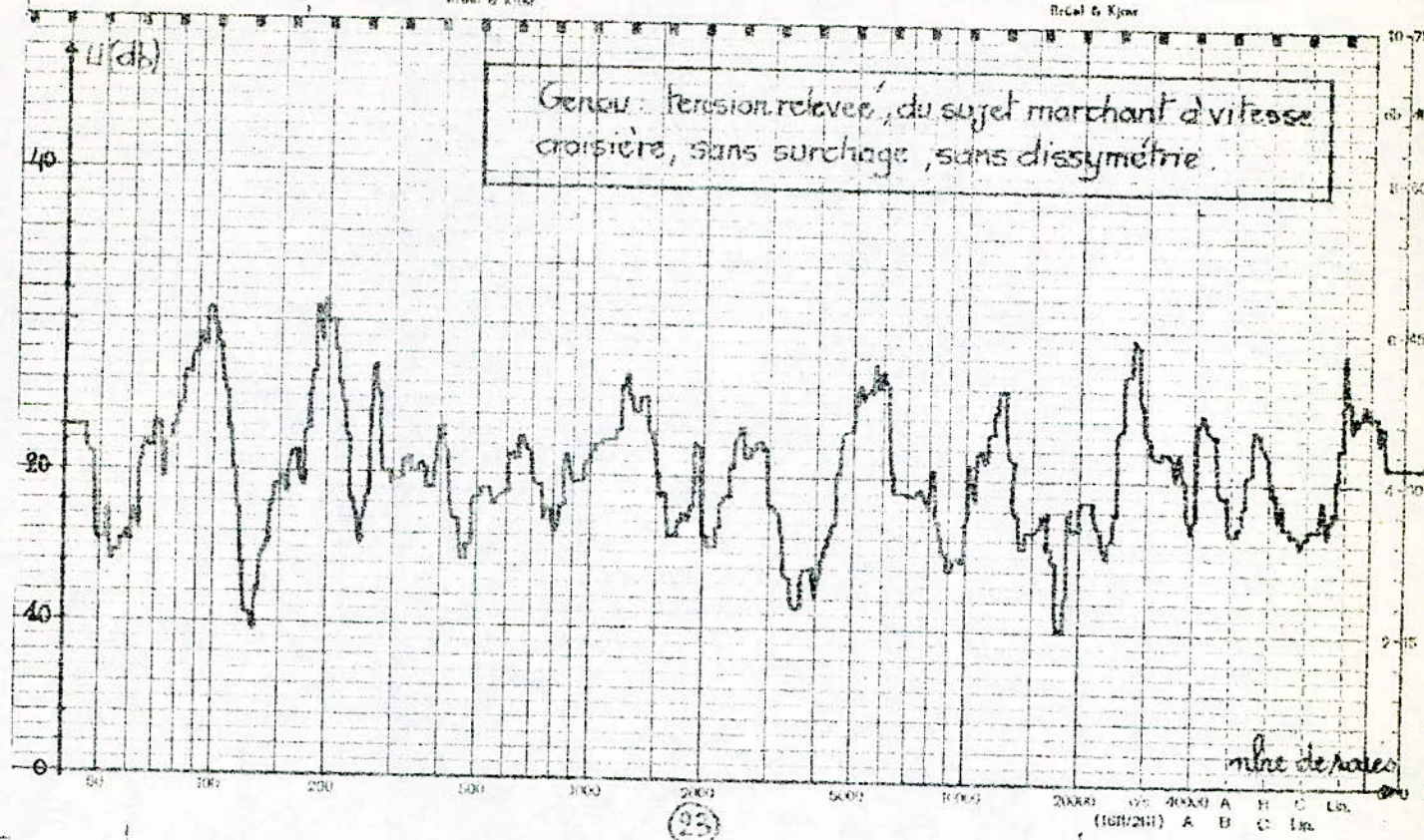
L. Lin. Freq: _____

Paper Sp: _____

Multiply Freq. Scale by _____

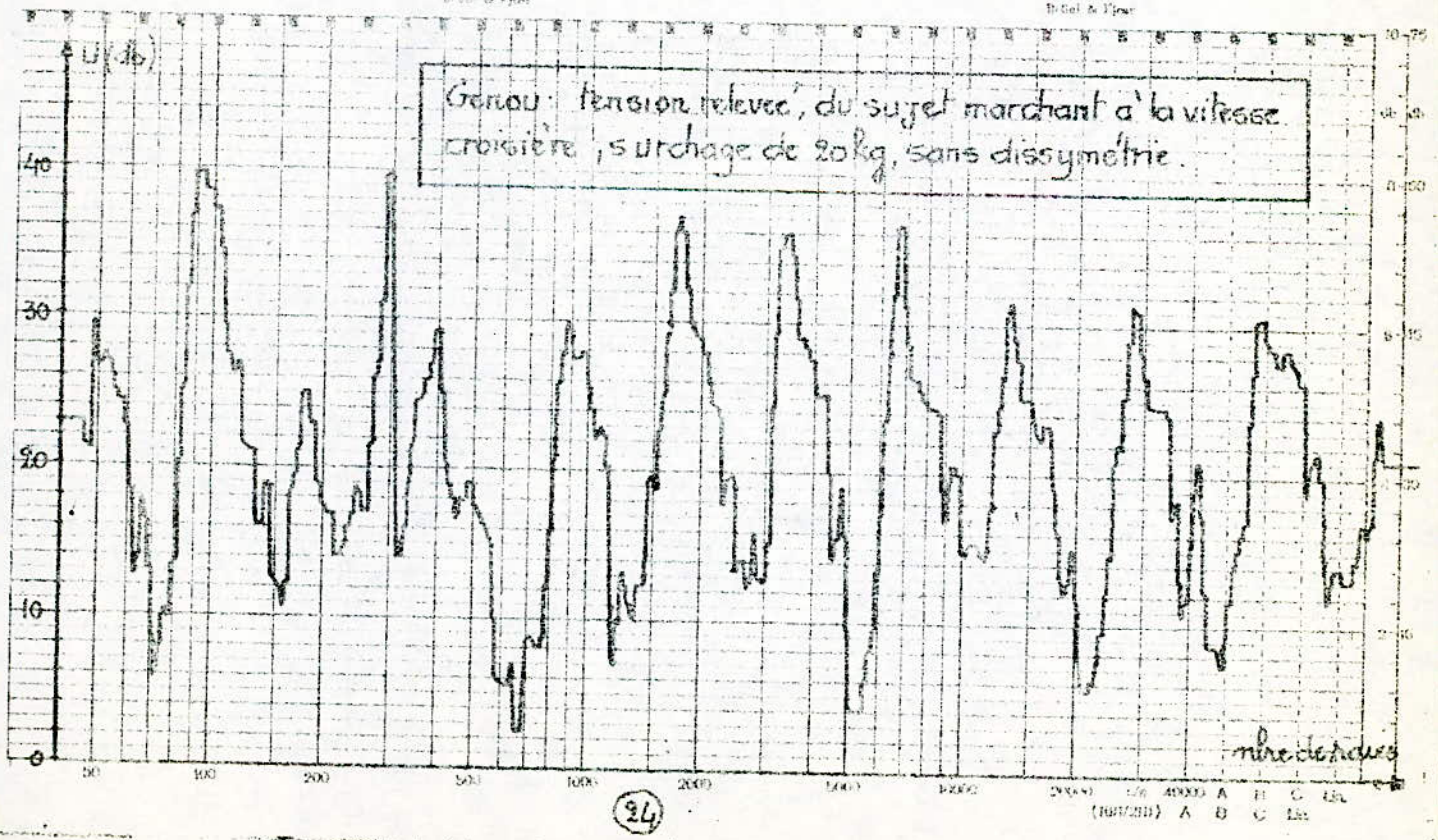
Brüel & Kjaer

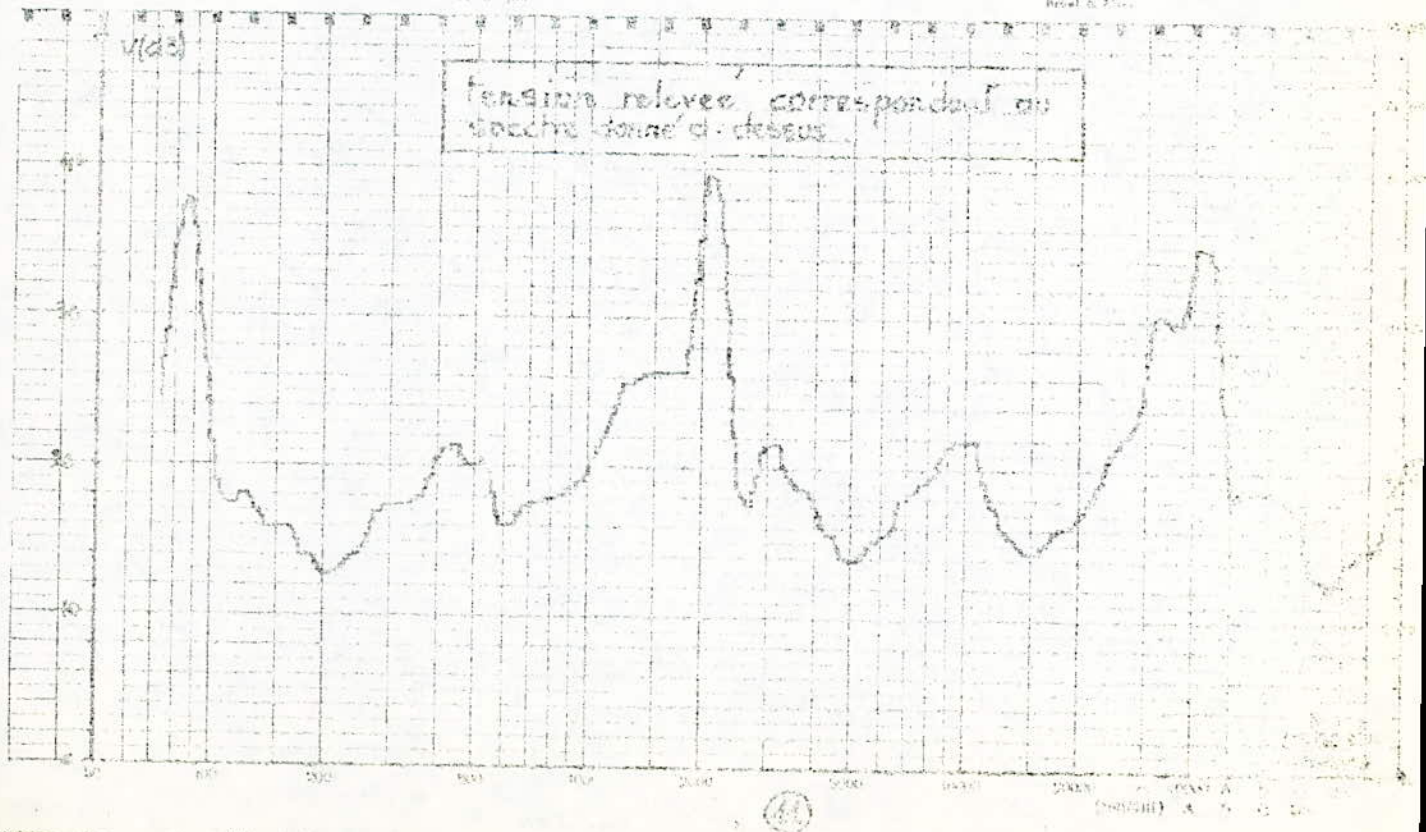
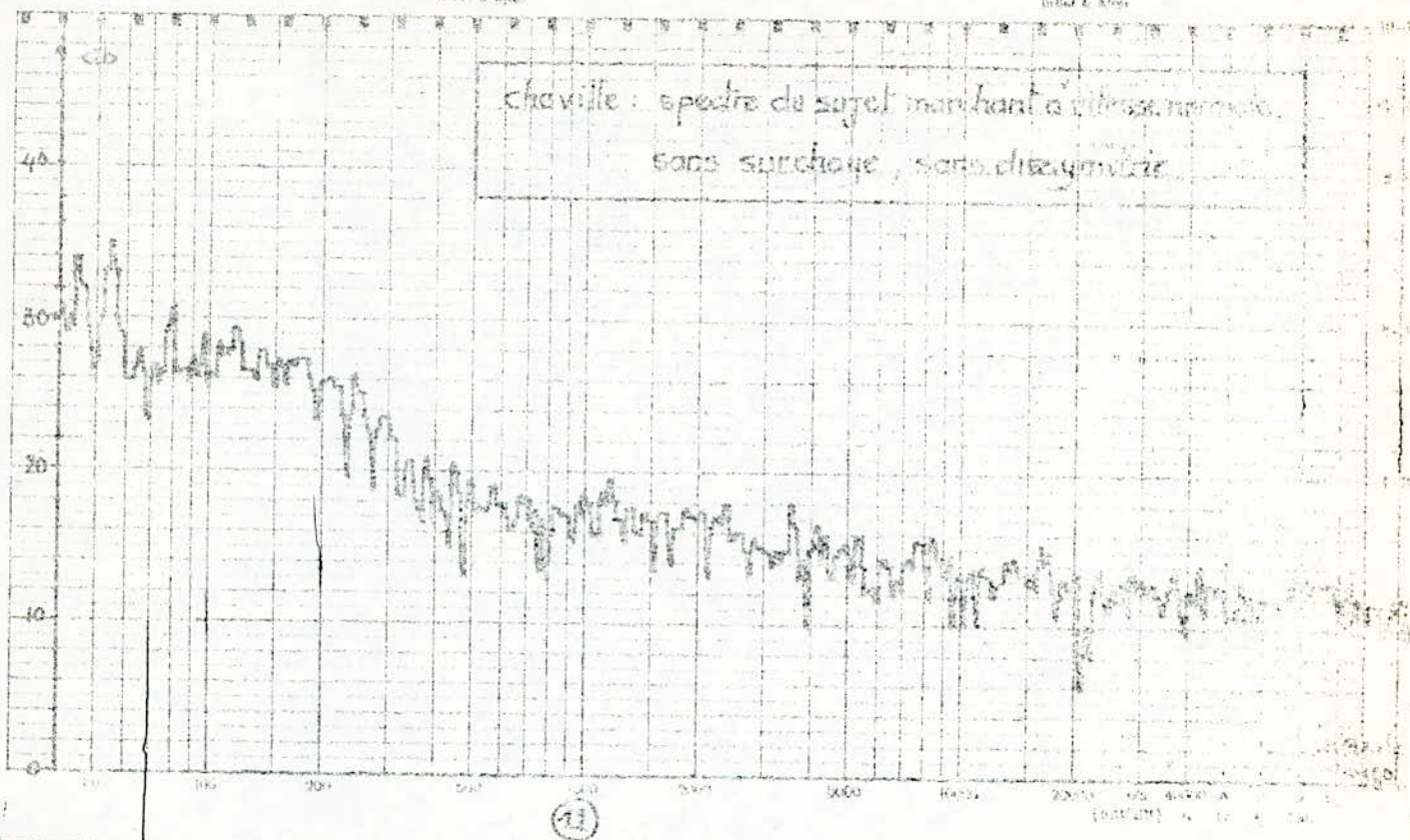
Brüel & Kjaer



Brüel & Kjaer

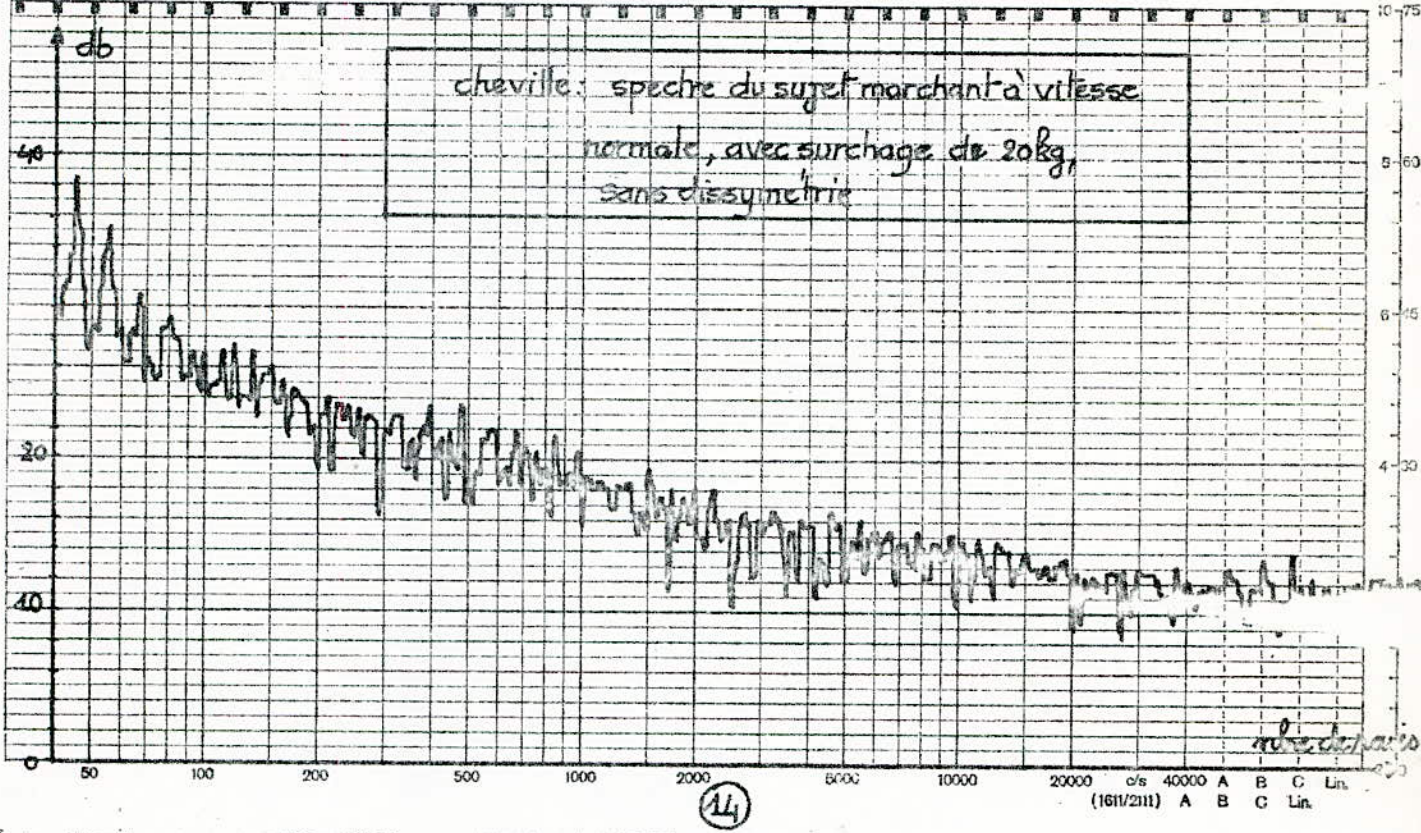
Brüel & Kjaer





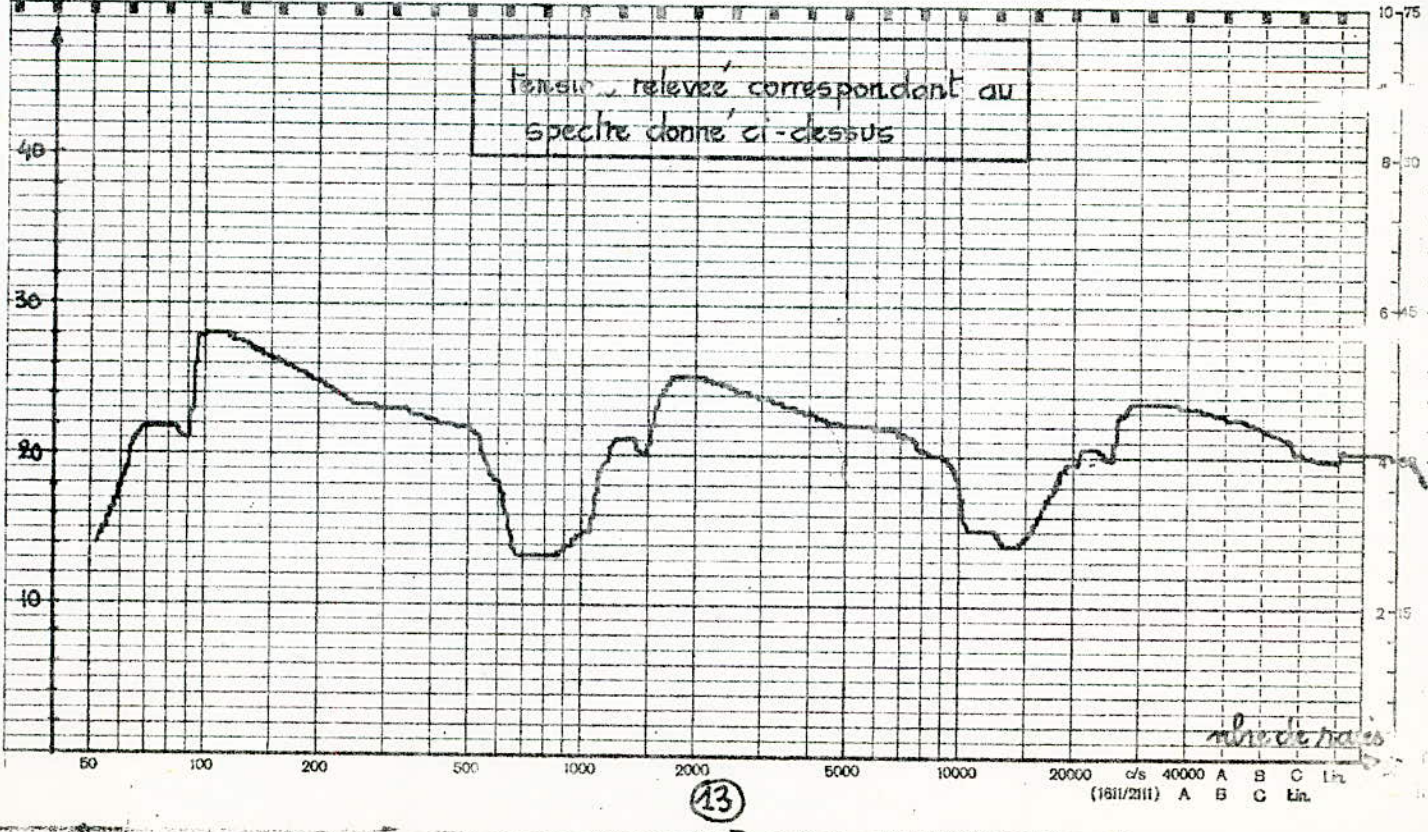
Brüel & Kjær

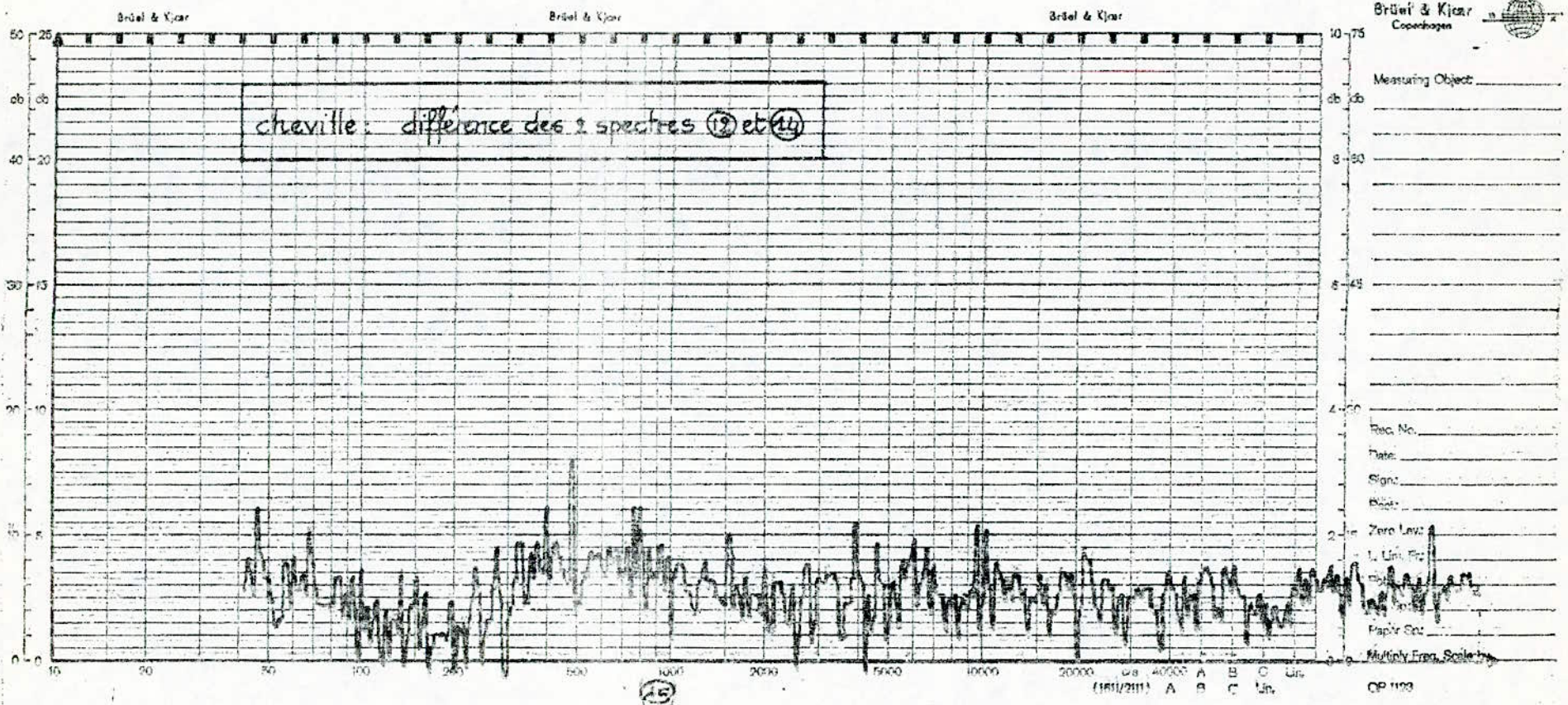
Brüel & Kjær

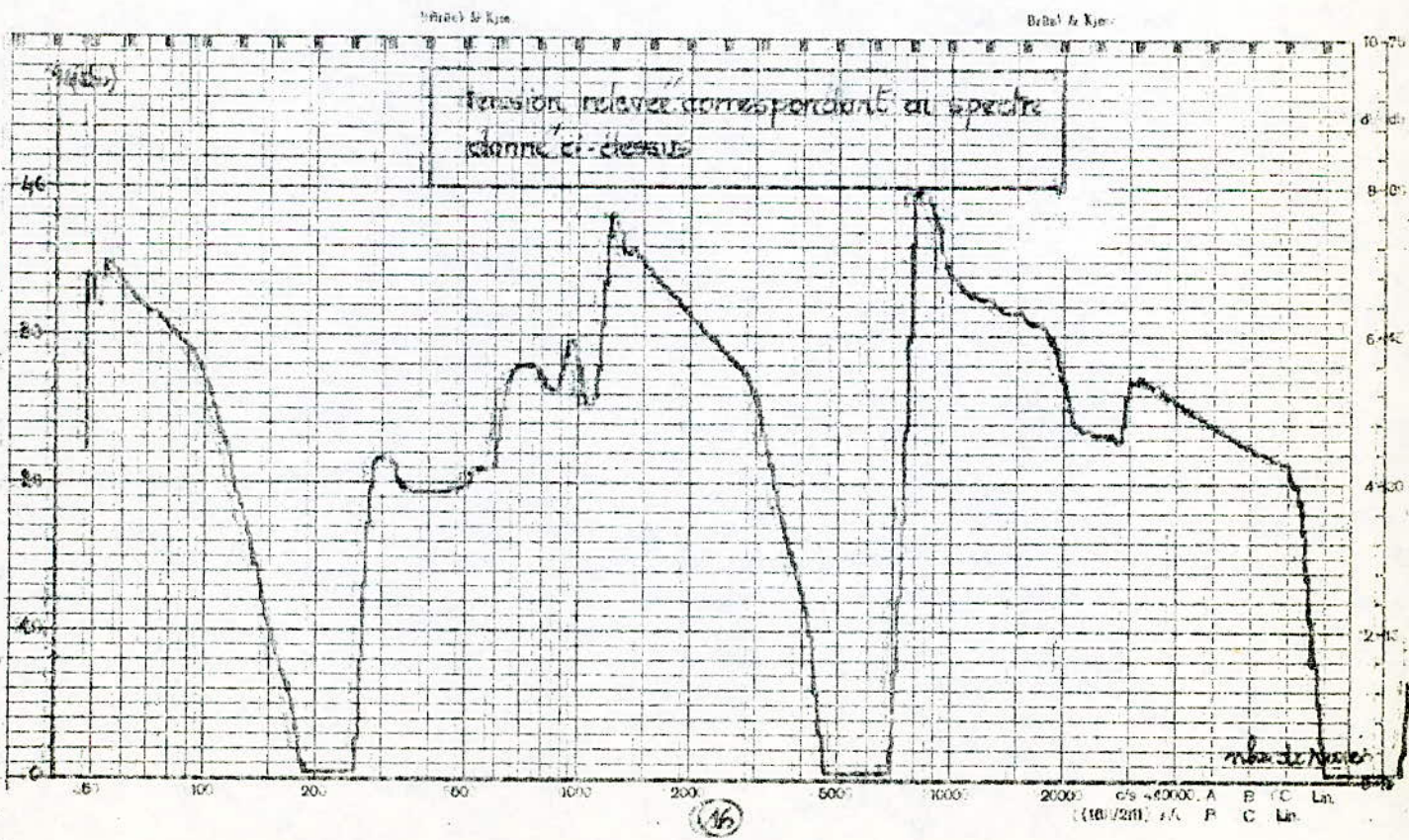
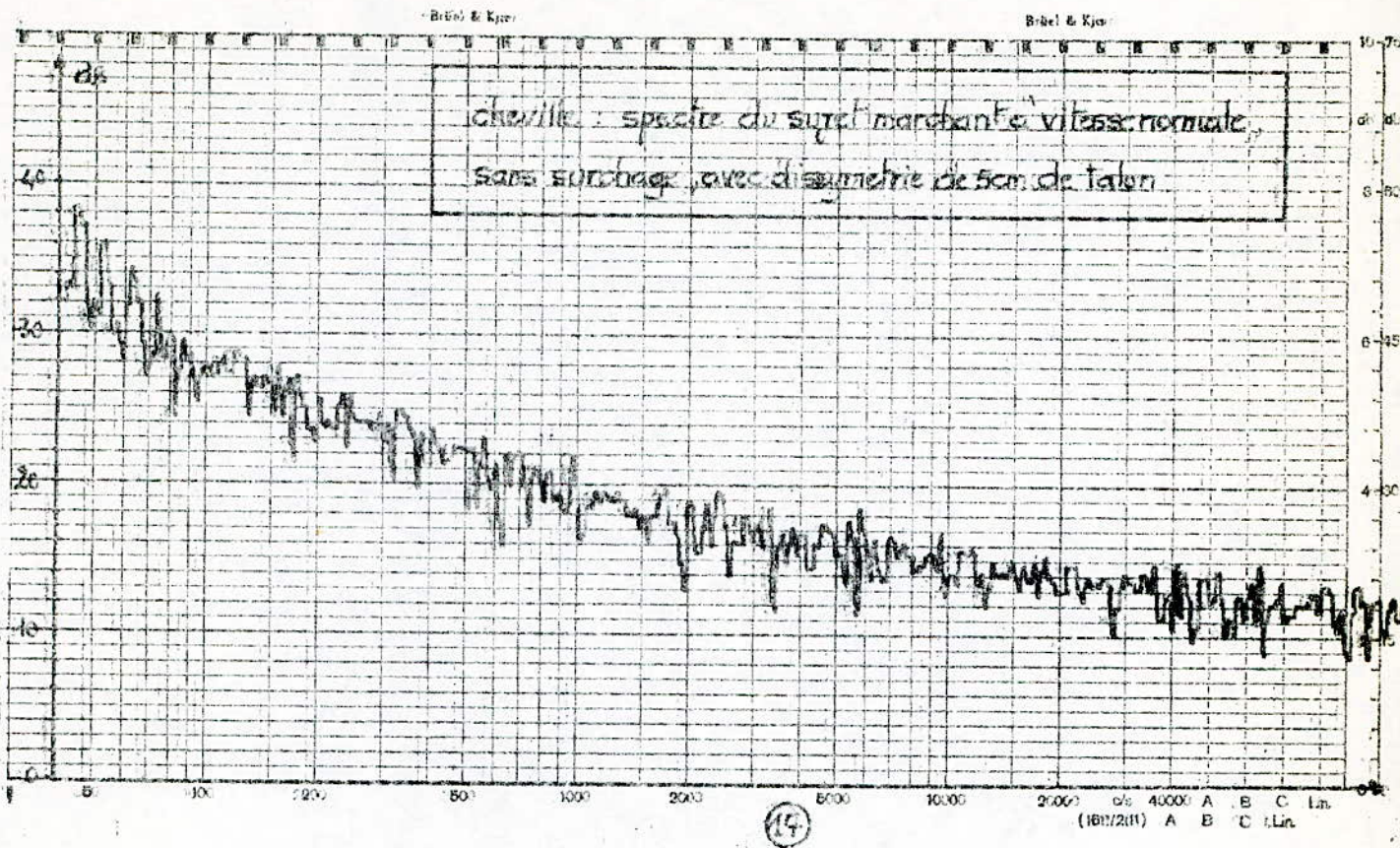


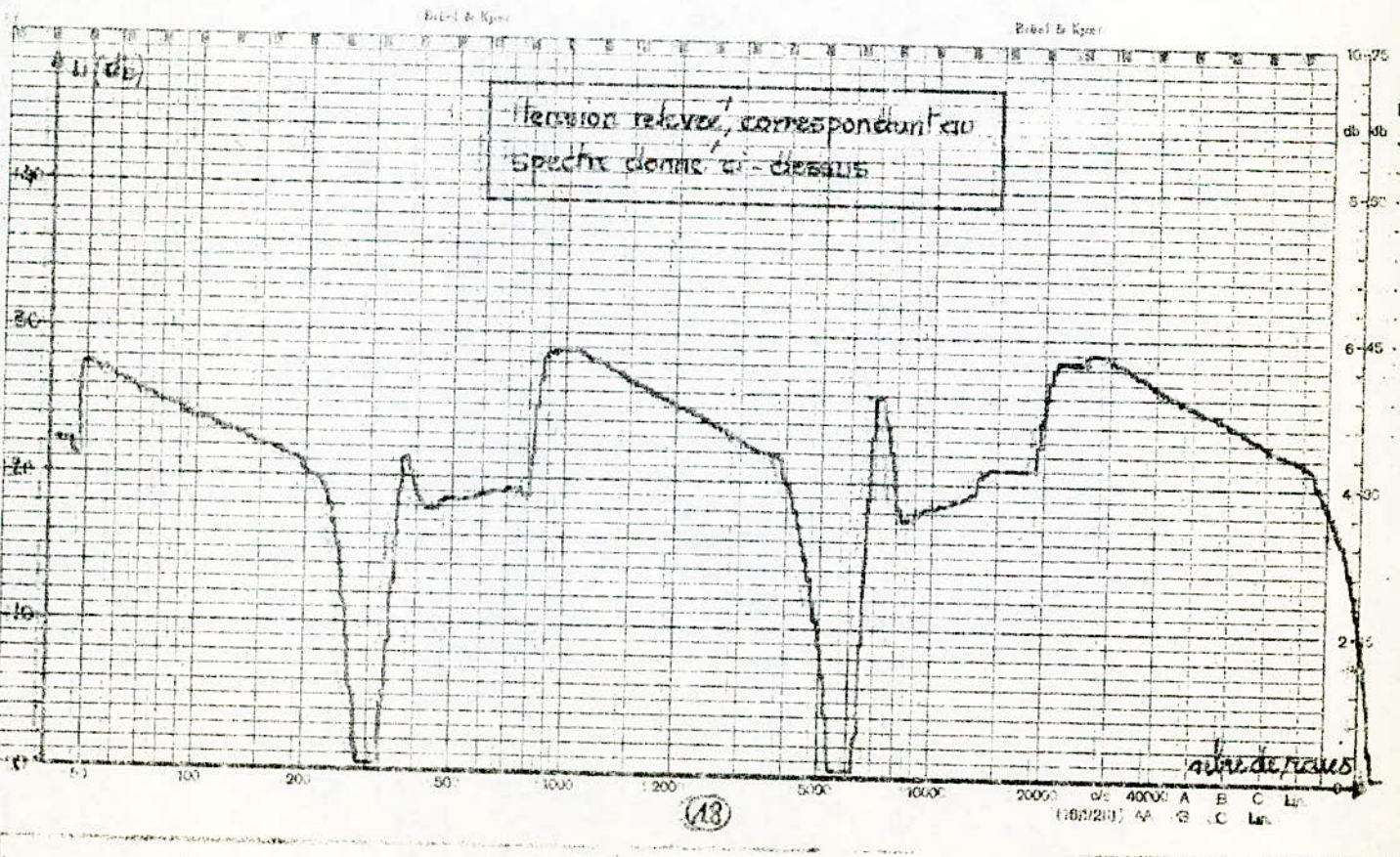
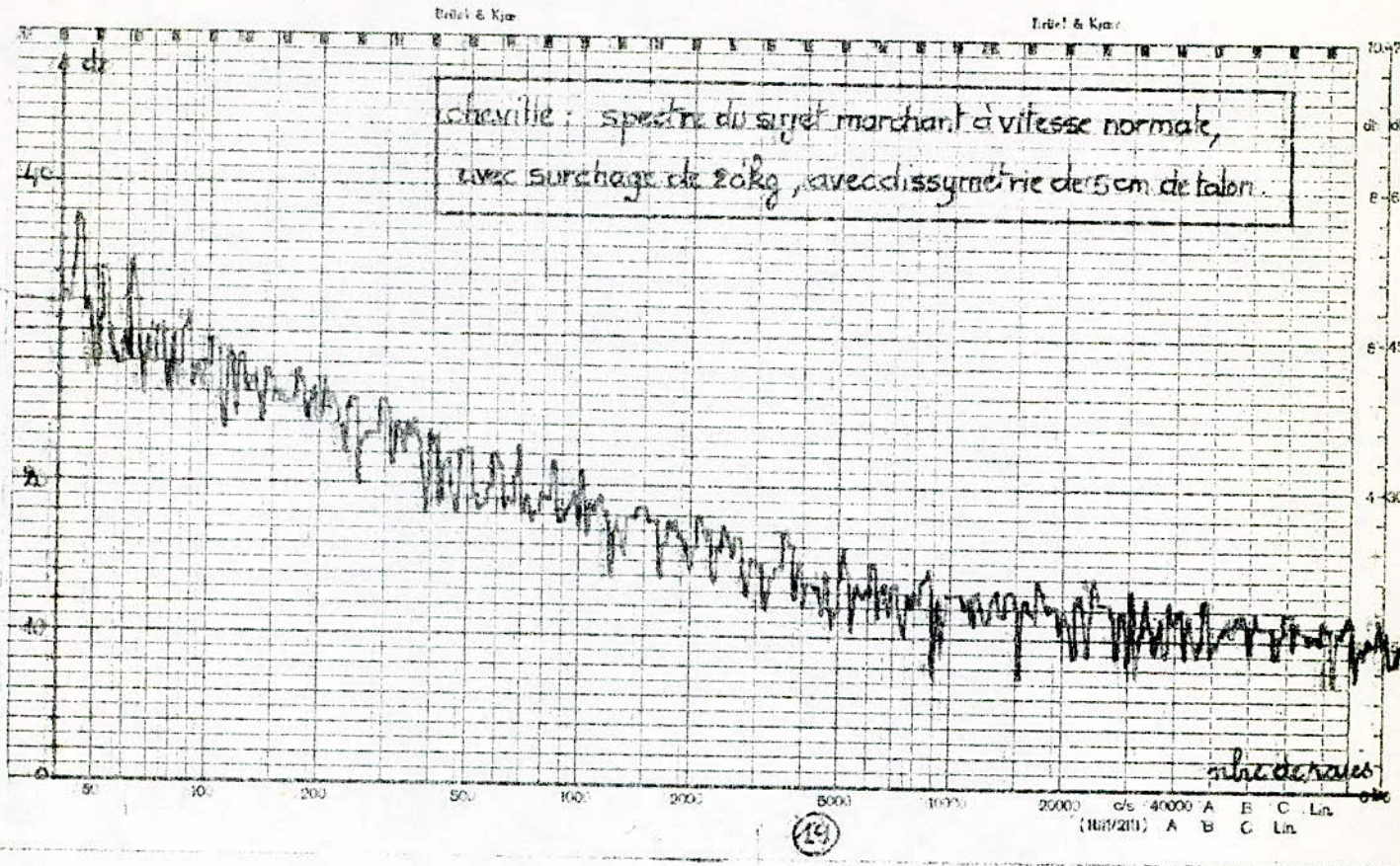
Brüel & Kjær

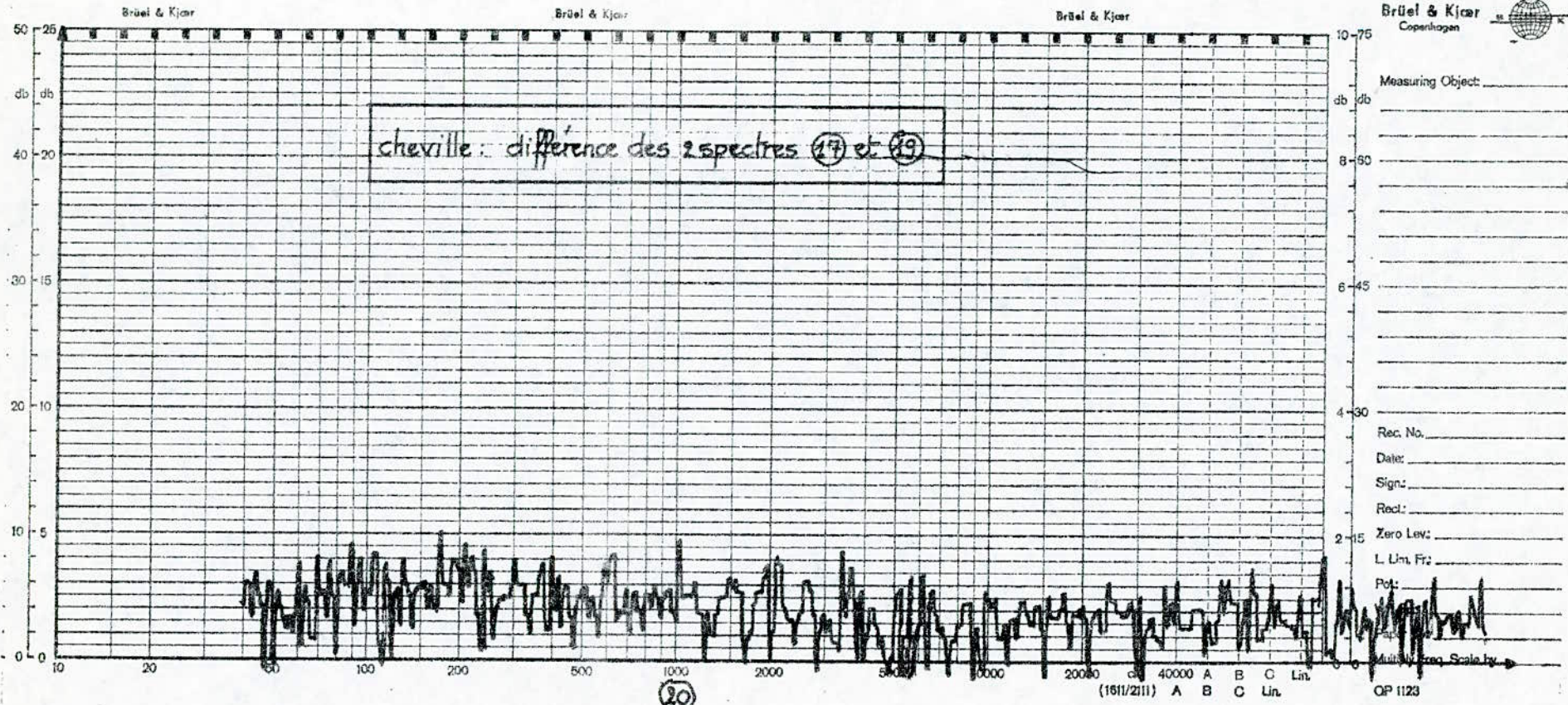
Brüel & Kjær











II.2. Méthode de calcul de spectres :

Nous donnons la méthode permettant de calculer le spectre de N points et ce par un processus rapide. L'utilité de cette partie est due au fait que la comparaison de spectres est un des facteurs déterminants de notre étude. Nous avons donc jugé utile d'introduire un rappel mathématique concernant le calcul de ces spectres.

Pour cela nous présenterons notre rappel de la manière suivante :

Nous présenterons de façon générale les séries de Fourier, transformées de Fourier qui permettront par la suite d'introduire les transformées de Fourier discrètes.

Or, un calcul de spectres de N points avec les méthodes classiques ne nous permet pas d'effectuer ce calcul en "temps réel" parce que le temps de calcul sera considérable en comparaison au temps de passage des données et dans ce cas là, la comparaison de spectres n'a plus sa raison d'être.

C'est dans cette optique que nous avons encore jugé utile de présenter un ensemble d'algorithmes de calcul pouvant réduire le temps de calcul des spectres par au moins un facteur de six et cet ensemble d'algorithmes est appelé :

FAST FOURIER TRANSFORM (F.F.T). Nous présenterons alors la théorie de la FFT et nous montrerons de façon affective que le temps de calcul des spectres sera réduit. Pour un traitement des données par microprocesseur, nous donnons un programme Basic de la F.F.T de telle sorte que même sans analyseur de spectres, il sera possible à l'expérimentateur d'obtenir rapidement les spectres voulus et ce par l'utilisation du programme de la F.F.T.

II.2.1. Rappel sur les séries de Fourier :

Parmi l'ensemble des signaux existants, il en existe deux sortes : les bruits et les signaux périodiques. En acoustique ; par exemple ; les bruits sont des vibrations irrégulières d'un corps. Lorsque nous traçons le diagramme de l'amplitude d'un tel son en fonction du temps, nous obtenons un signal montré en fig a.

Contrairement aux bruits, les sons de la musique ou du langage parlé présentent un caractère périodique, même si cette période est longue et l'allure de la courbe compliquée (fig b). On distingue dans celle-ci une forme qui se répète de nombreuses fois : il sera donc possible de dégager un temps T (la période) au bout duquel le signal se répètera identique à lui-même.

Fourier a démontré que tout signal périodique peut être considéré comme une combinaison (dans des proportions adéquates) d'oscillations sinusoïdales de fréquences $F_0, 2F_0, 3F_0, \dots$. La somme de ces signaux, oscillant à la fréquence fondamentale (F_0), à la fréquence double ($2F_0$), à la fréquence triple ($3F_0$), ..., permet de reconstituer le signal initial.

Ainsi si $x(t)$ représente l'amplitude du signal en fonction du temps, $x(t)$ pouvant s'écrire comme la somme d'un certain nombre de fonctions sinusoïdales.

Cependant, pour chaque signal, les phases initiales ne sont pas les mêmes de sorte que la relation $\sin \omega t$ devrait plutôt s'écrire : $\sin(\omega t + \varphi)$. avec : $\sin(\omega t + \varphi) = \sin \omega t \cdot \cos \varphi + \sin \varphi \cdot \cos \omega t$, ce qui revient en fait à dire (puisque $\cos \varphi$ et $\sin \varphi$ constituent ici des coefficients) que toute fonction périodique peut s'écrire sous la forme :

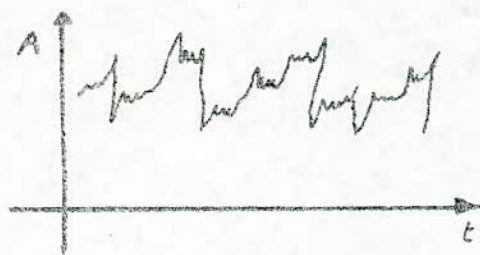


fig: a

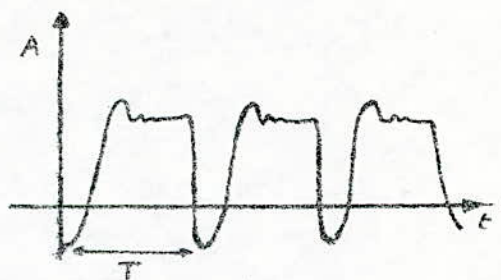
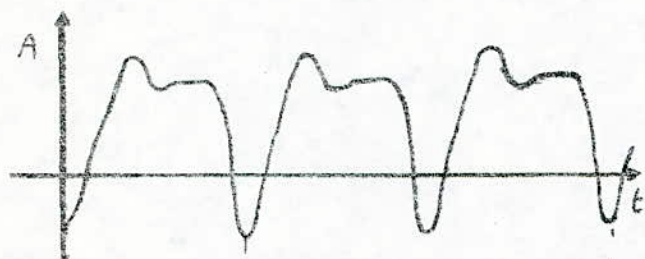
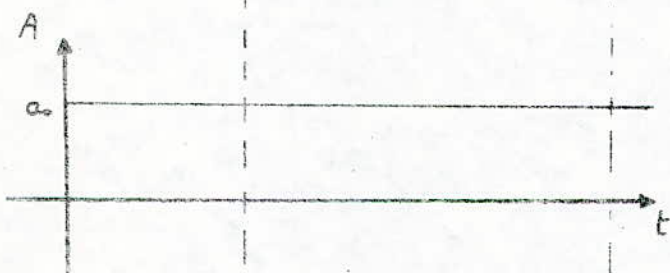


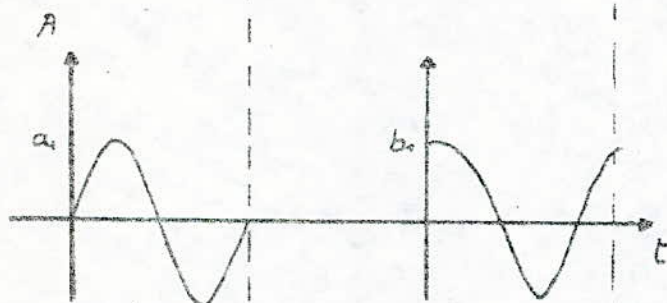
fig b



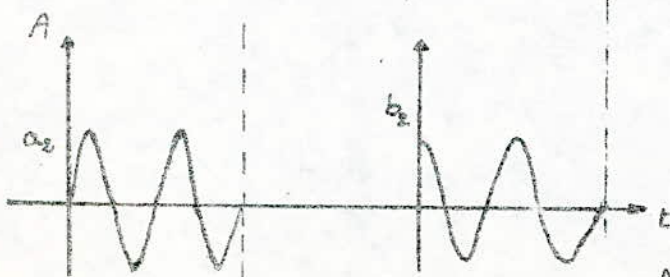
1



2



3



4

fig: c

$$x(t) = A_0 + a_1 \sin \omega t + b_1 \cos \omega t + a_2 \sin \omega t + b_2 \cos \omega t + \dots +$$

avec $\omega = \frac{2\pi}{T} = 2\pi f$. Ici les coefficients $a_1, a_2, \dots, b_1, b_2, \dots$, sont des constantes qui expriment l'amplitude de chacune des oscillations respectives.

Rappelons aussi que A_0 représente la valeur moyenne de la fonction $x(t)$. Ainsi, n'importe quelle fonction périodique peut être reconstituée grâce à cette décomposition en séries de Fourier. La fig c illustre un exemple.

Le problème est maintenant de calculer la valeur des coefficients $A_0, a_1, a_2, \dots, b_1, b_2, \dots$, que nous appellerons coefficients de Fourier. En ce qui concerne A_0 , nous avons vu que ce terme exprimait la valeur moyenne de notre signal périodique $x(t)$. Or cette valeur moyenne s'exprime par la relation

$$A_0 = \frac{1}{T} \int_0^T x(t) dt,$$

de même, Fourier démontre que les coefficients des sinus peuvent s'écrire :

$$a_n = \frac{2}{T} \int_0^T x(t) \sin n\omega t dt,$$

et les coefficients des cosinus :

$$b_n = \frac{2}{T} \int_0^T x(t) \cos n\omega t dt,$$

la fréquence et les coefficients des fonctions, sinus et cosinus déterminent le spectre du signal.

Dans le cas d'un signal périodique, celui-ci correspond à un ensemble de raies dont l'emplacement est défini par la fréquence des oscillations et l'amplitude par la valeur des coefficients de Fourier.

Cette nouvelle image de la fonction initiale constitue la représentation en fréquence $x(f)$ de la fonction $x(t)$.

Dans le cas de fonctions quelconques, c.à.d. qui ne sont plus nécessairement périodiques, le passage de $x(t)$ à $X(f)$ s'effectue grâce à la transformée de Fourier, généralisation des séries de Fourier à tous les signaux naturels.

II.2.2. Transformée de Fourier:

La transformée de Fourier $X(f)$ d'un signal continu $x(t)$ est donnée par l'intégrale:

$$X(f) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t) e^{-2i\pi ft} dt,$$

les paramètres t et f représentent généralement le temps et la fréquence.

Or, bien que ces variables soient les plus usuelles, le calcul s'applique à une grande variété de phénomènes physiques, où t et f représentent d'autres paramètres.

À partir d'un signal dont on connaît le spectre $X(f)$, il est possible de reconstituer sous forme temporelle $x(t)$ par la transformée de Fourier inverse:

$$x(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} X(f) e^{2i\pi ft} df,$$

Ainsi l'on constate que les formes temporelles $x(t)$ et spectrales $X(f)$ sont identiques à une transformée de Fourier près.

Avec l'utilisation des techniques digitales, on se trouve souvent en présence d'un signal discret $x(n)$ obtenu à partir d'un échantillonnage de son homologue $x(t)$. Dans ce cas l'intégrale de Fourier définie ci-dessus peut être rapprochée par une somme finie appelée transformée de Fourier discrète:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-2i\pi nk/N} \quad \text{avec } k = 0, 1, 2, \dots, N-1$$

La suite de N valeurs $x(n)$ constitue une représentation discrète de la fonction $x(t)$ et celle des N valeurs $x(k)$ une représentation du spectre $x(f)$:

$$x(n) \longleftrightarrow x(t) \quad ; \quad x(k) \longleftrightarrow x(f)$$

Notons que dans le cas de mesures physiques effectuées à intervalles réguliers, la suite $x(n)$ s'introduit naturellement et que, dans le cas d'un traitement de signal par ordinateur le calcul d'une transformée de Fourier ne produit pour $x(f)$ qu'une suite de valeurs discrètes.

II.2.3. Transformée de Fourier Rapide :

La transformée de Fourier rapide (FFT : Fast Fourier Transform) consiste en une série de procédés de calculs destinés à réduire le temps d'exécution d'une transformation de Fourier discrète.

Le calcul des transformées de Fourier étant le plus important problème de l'analyse du signal. On comprend que les FFT qui peuvent faire gagner jusqu'à un facteur de 100 et plus, sur le temps de calculs par l'utilisation des techniques digitales, aient révolutionné de nombreux aspects de l'analyse physique.

On a maintenant mis au point des implémentations "hardware" spéciales permettant d'effectuer en temps réel les transformées et de présenter le spectre des fréquences de façon continue sur un écran.

On a donc mis au point un algorithme mathématique, qui nous permet de disposer d'un procédé de calcul performant.

Les algorithmes permettant de calculer les FFT sont assez bien connus et largement utilisés, mais ils n'en restent pas moins complexes

et difficiles à comprendre en raison même des termes nouveaux à apprendre et du mouvement compliqué des données.

La transformée de Fourier discrète d'une séquence finie de valeurs :

$$\{x(n)\} \text{ avec } 0 \leq n \leq N-1$$

peut être présentée de manière plus pratique :

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cdot W^{nk} \quad \text{avec } W^{nk} = e^{-2i\pi nk/N} \quad (1)$$

on a donc les propriétés suivantes :

$$W^N = 1 \text{ puisque } e^{-2i\pi} = 1$$

$$W^{N/2} = -1 \text{ puisque } e^{-i\pi} = -1$$

Le fait que W^N soit égal à 1 est une des clés de la transformée de Fourier rapide. Cela entraîne en particulier que les W^{nk} soient périodiques et de période N :

$$W^{(n+mN)(k+IN)} = W^{nk}$$

La relation (1) montre que pour une séquence de N nombres, une évaluation directe d'une transformée nécessite $(N-1)^2$ multiplications et $N(N-1)$ additions. Pour des valeurs courantes de N , de l'ordre de 1000, le calcul direct requiert ainsi une quantité beaucoup trop importante de calculs, même pour un gros calculateur et à plus forte raison pour un petit.

Le principe de la FFT consiste à séparer la séquence initiale de N points en deux séquences plus courtes dont les transformées discrètes peuvent être combinées pour produire la transformée discrète de la

séquence originale sur N points (fig c).

Ainsi par exemple, si N est pair et la séquence originale partagée en deux séquences de $N/2$ points, il suffira d'un nombre de multiplication de l'ordre de $N^2/2$ pour évaluer la transformée discrète sur N points, ce qui représente un gain de facteur 2 sur une évaluation directe.

On peut réitérer le procédé pour réduire le calcul d'une transformée sur $N/2$ points en deux calculs de transformées sur $N/4$ points, en supposant que $N/2$ soit pair, l'on gagnera encore un facteur de 2.

Si N est une puissance de 2, le processus peut-être répété jusqu'à obtenir finalement des calculs de transformées sur deux points.

Nous examinerons dans ce qui suit en détail, le processus de calcul d'une transformée de Fourier rapide sur une séquence de N points chacune: $x_1(n)$ et $x_2(n)$. La première séquence contient les termes de rang pair de la séquence initiale et la seconde les termes de rang impair de sorte que:

$$\begin{aligned} x_1(n) &= x(2n) \\ x_2(n) &= x(2n+1) \end{aligned} \quad \text{avec } n = 0, 1, 2, \dots, N/2 - 1$$

On montre alors que la transformée de Fourier discrète de la séquence initiale peut s'écrire comme la composée des transformées de Fourier discrète de deux séquences $x_1(n)$ et $x_2(n)$ suivant la relation:

$$X(k) = X_1(k) + w_N^k X_2(k),$$

où $X(k)$, $X_1(k)$, et $X_2(k)$ sont les transformées de Fourier discrètes des séquences $x(n)$, $x_1(n)$ et $x_2(n)$ avec: $w_N^k = e^{-2\pi k/N}$

Cette décomposition permet dans le cas de grandes valeurs, d'économiser jusqu'à 50% sur le temps de traitement.

Nous allons maintenant présenter le calcul complet des transformées de Fourier sur 2, 4, 8 points.

La transformée sur 8 points s'exprime comme la composée de 2 transformées sur 4 points, elle même obtenue par la réunion de deux transformées sur 2 points.

Par suite des propriétés de périodicité de la transformée de Fourier, la relation précédente peut aussi s'écrire:

$$X(k) = X_1(k - N/2) - W_N^k X_2(k - N/2), \text{ pour } k \text{ compris entre } N/2 \text{ et } N-1$$

$$\text{avec } W_N^{k+N/2} = W_N^k \times W_N^{N/2} = -W_N^k$$

Ces nouvelles équations vont nous permettre de déterminer efficacement toutes les transformées de Fourier discrètes.

II.2.3.a - Calcul de transformées sur 2 points:

La transformée de Fourier sur 2 points $X_1(0)$ et $X_2(0)$ est donnée par la relation:

$$\begin{cases} X(0) = X_1(0) + W_2^0 X_2(0) \\ X(1) = X_1(0) - W_2^0 X_2(0) \end{cases}$$

quel'on représente par le graphe de la fig A appelé "papillon de transformée de Fourier rapide".

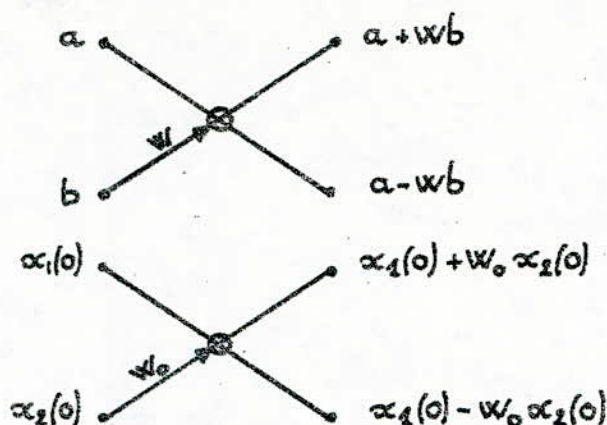


Fig A - "papillon F.F.T" ou calcul de transformée de Fourier sur 2 points.

Cette représentation graphique est très pratique car elle permet de bien comprendre le processus de calcul.

Les conventions du "papillon" sont les suivantes :

- le cercle \odot définit une opération d'addition - soustraction dans laquelle la somme apparaît en haut et la différence en bas,
- la flèche (\rightarrow) décrit une multiplication avec une valeur placée au dessus de la flèche.

II.2.3.b - Calcul de transformée sur 4 points :

La transformée de Fourier sur 4 points est obtenue à partir de 2 transformées de Fourier sur 2 points, grâce aux relations suivantes :

$$X(0) = x_1(0) + W_4^0 x_2(0)$$

$$X(1) = x_1(1) + W_4^1 x_2(1)$$

$$X(2) = x_1(0) - W_4^0 x_2(0)$$

$$X(3) = x_1(1) - W_4^1 x_2(1)$$

Ces relations sont visualisées par le graphe présenté par la fig B.

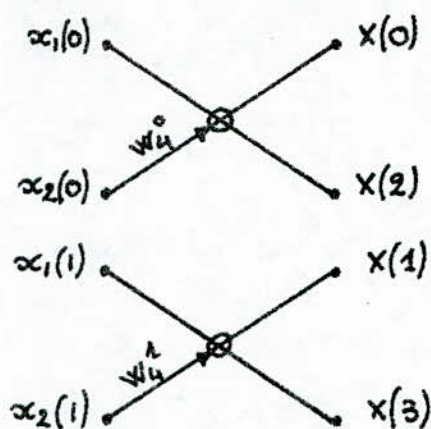
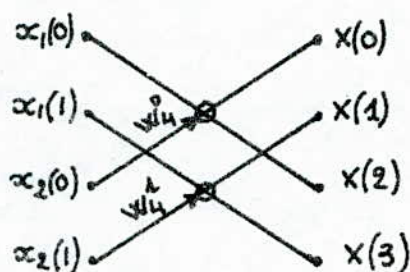


fig B. diagramme de FFT sur 4 points :



que l'on obtient par réarrangement de la fig ci-dessus afin que la séquence finale apparaisse dans l'ordre naturel. Cette opération s'appelle le désembrouillage.

II.2.3.C. Calcul de transformée sur 8 points :

Voici maintenant un calcul d'une transformée de Fourier complète. La fig C présente un calcul complet de FFT d'une séquence de 8 valeurs obtenues à partir d'une décomposition successive en transformées de Fourier portant sur 4 points puis 2 points.

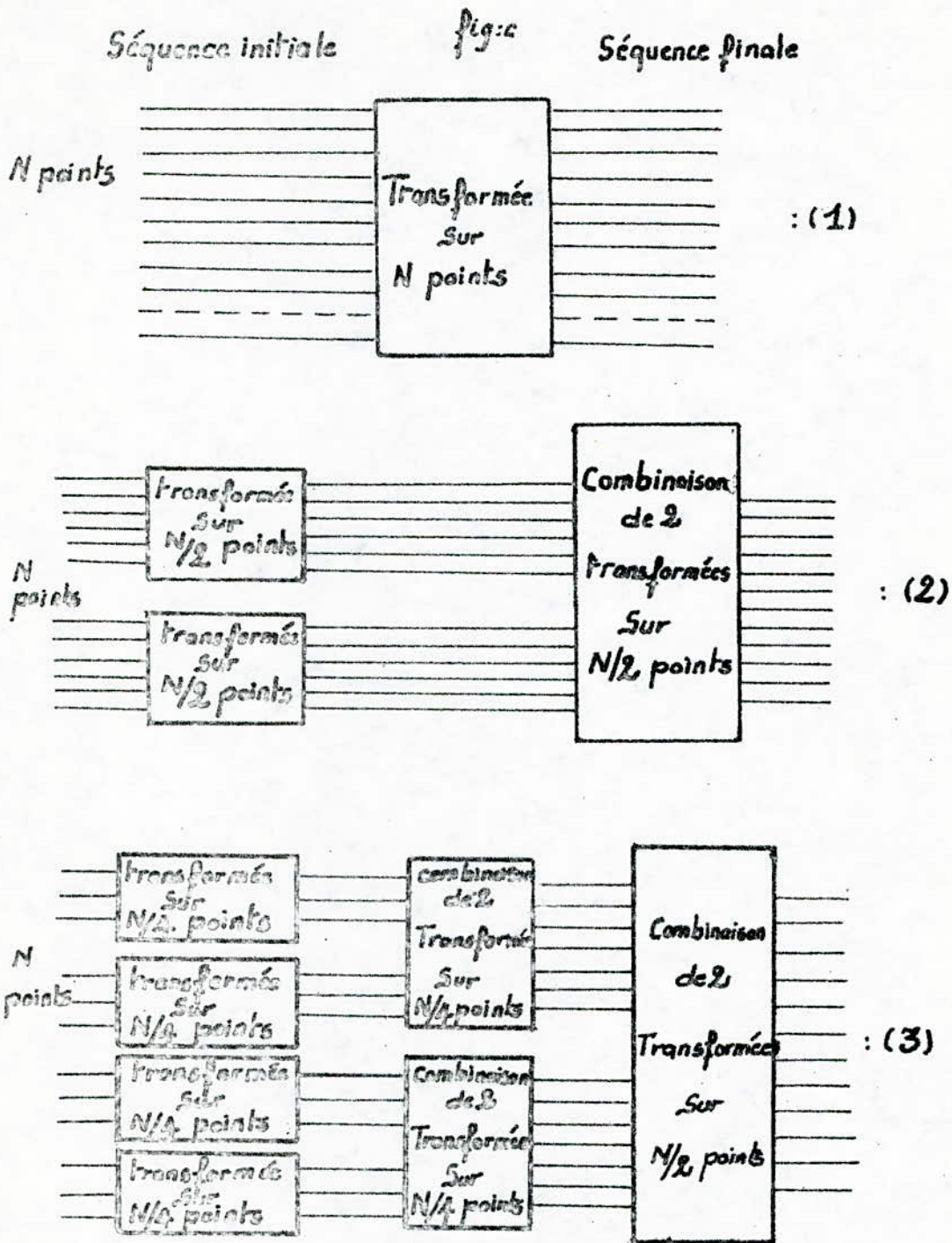


fig: 2 illustre le mécanisme de la transformée de Fourier rapide. Une transformée de Fourier discrète sur N points (1) est d'abord décomposée en deux transformées sur $N/2$ points, lesquelles sont combinées afin d'obtenir un résultat sur N points (2). Une nouvelle décomposition est ensuite appliquée au schéma précédent (3) : le calcul est maintenant effectué par 4 transformées de Fourier sur $N/4$ points qui sont combinées à nouveau deux à deux dans un premier temps, avant d'être appliquées à l'état final. Le processus peut être redécomposé jusqu'à obtenir, une succession de Transformées sur 2 points

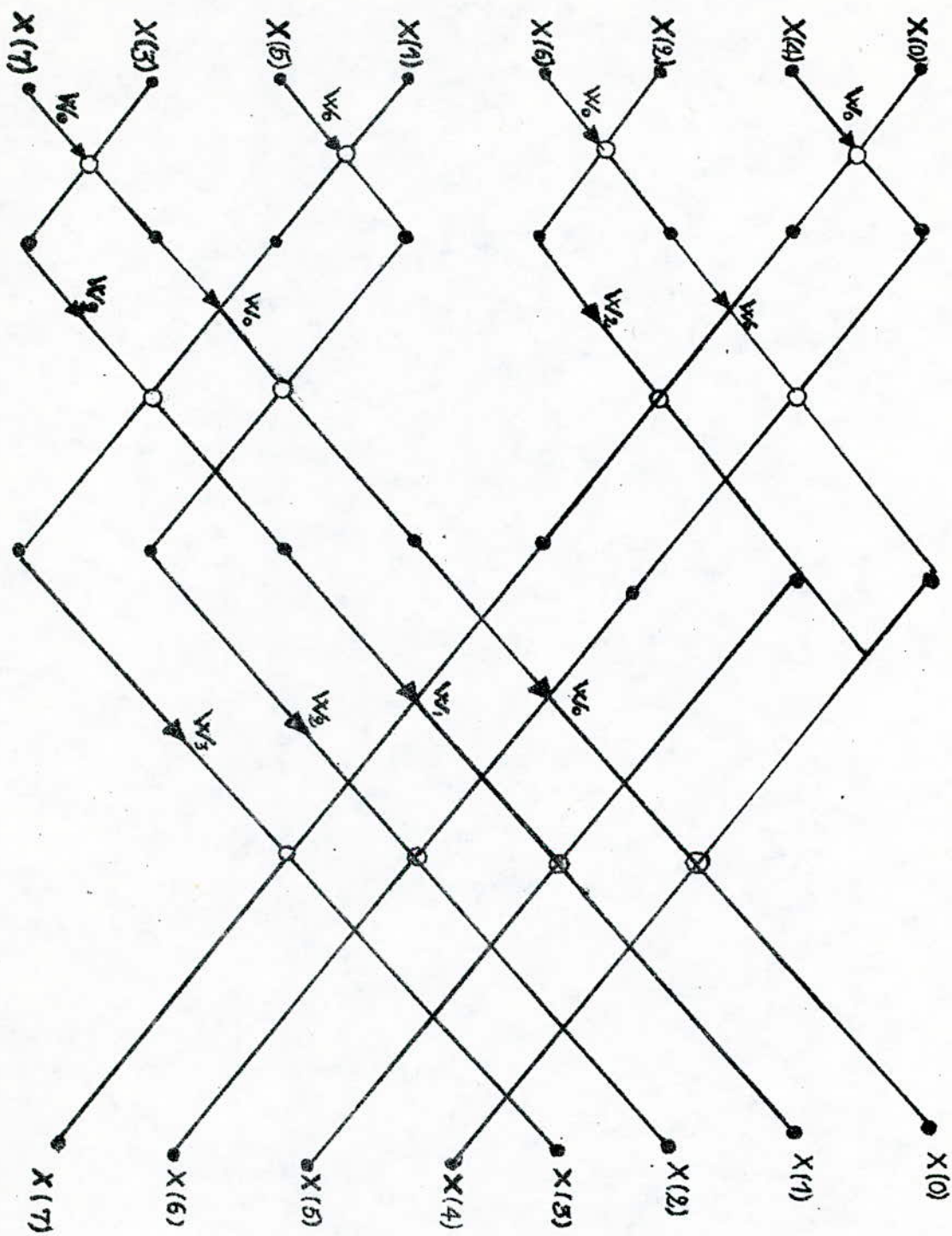


fig c: "Papillon FFT" sur 8 points, obtenu par décomposition successive (de droite à gauche) en FFT sur 4 puis sur 2 points

II.2.3.d. Le désembrouillage :

Afin d'obtenir une séquence finale en ordre naturel, il est nécessaire d'arranger la séquence des valeurs à l'entrée. En effet dans l'exemple présentée (fig c), l'ordre initialement requis est : $x(0), x(4), x(2), x(6), x(1), x(5), x(3), x(7)$.

Bien que cet arrangement puisse apparaître compliqué, il peut être déterminé de façon relativement simple en suivant l'ordre binaire réfléchi, représentation symétrique (les nombres donnent l'impression d'être vu dans un miroir) du binaire naturel (fig d).

valeur	Représentation en binaire naturel	Représentation en binaire réfléchi	valeur
0	000	000	0
1	001	100	4
2	010	010	2
3	011	110	6
4	100	001	1
5	101	101	5
6	110	011	3
7	111	111	7

fig d. représentation binaire et binaire réfléchi des nombres allant de 0 à 7.

II.2.3.e. Programme Basique de la F.F.T.

```

10 REM PROGRAMME DE TRANSFORMEE DE FOURIER
20 PRINT
30 INPUT "TAILLE FFT : N="; N: TAILLE DE LA TF
40 PRINT "TAILLE DE LA FFT :"; N
50 M = LOG(N)/LOG(2): REM N EST EGAL A 2 PUISSANCE M
60 DIM PM(M+1): REM TABLES DE CONSTANTES
70 DIM AR(N): REM SIGNAL PARTIE REELLE DU SPECTRE
80 DIM AI(N): REM PARTIE IMAGINAIRE DU SPECTRE
90 DIM X(N): REM SPECTRE DE PUISSANCE
100 PM(1) = 2*PI = 4*ATN(1): REM CONSTANTES
110 FOR K=1 TO M
120 PM(K+1) = 2*PM(K)
130 NEXT K
140 A = 2*PI/N: REM EXEMPLE DE SIGNAL ET IMPLANTATION
150 N0 = 8.555
160 B = N0*A
170 FOR K=1 TO N
180 AR(K) = SIN(B*K)
190 AI(K) = 0: REM TOUJOURS 0 POUR UN SIGNAL REEL
200 NEXT K
210 PRINT
220 REM 1ERE PARTIE : DESEMBROUILLAGE
230 PRINT
240 M2 = M/2: MM = N-1: J = 1
250 FOR I=1 TO MM
260 IF I >= J THEN 300
270 TR = AR(J): TI = AI(J)
280 AR(J) = AR(I): AI(J) = AI(I)
290 AR(I) = TR: AI(I) = TI
300 K = M2
310 IF K < J THEN J = J-K: K = K/2: GOTO 310
320 J = J+K
330 NEXT I
340 PRINT
350 REM 2EME PARTIE TRF
360 PRINT
370 FOR K=1 TO M
380 LE = PM(K): L1 = LE/2
390 UR = 1: UI = 0
400 WR = COS(PI/L1): WI = SIN(PI/L1)
410 FOR J=1 TO L1
420 FOR I=J TO M STEP LE
430 BR = AR(I): BI = AI(I)
440 IP = I+L1

```



```

45φ TR = AR(IP) * UR - AI(IP) * UI
46φ TI = AR(IP) * UI + AI(IP) * UR
47φ AR(IP) = BR - TR : AI(IP) = BI - TI
48φ AR(I) = BR + TR : AI(I) = BI + TI
49φ NEXT I
50φ UA = UR * WR - UI * WI
51φ UI = UR * WI + UI * WR
52φ UR = UA
53φ NEXT J
54φ NEXT K
55φ PRINT
56φ REM CALCUL DU SPECTRE DE PUISSANCE
57φ PRINT
58φ FOR K=1 TO N
59φ X(K) = ((AR(K) * AR(K)) + (AI(K) * AI(K)))
60φ NEXT K
61φ LPRINT "K"; " ";
62φ LPRINT "K" REEL IMAGINAIRE AMPLITUDE
63φ LPRINT "-----"
64φ FOR K=1 TO N
65φ LPRINT K; " ";
66φ LPRINT INT(1φφφφ * AR(K)), INT(1φφφφ * AI(K)), INT(1φφφφ * X(K))
67φ NEXT K
68φ LPRINT : LPRINT
69φ LPRINT "GRAPHE DE LA FFT"
70φ FOR I=1 TO Aφ : LPRINT "*" ; : NEXT I
71φ LPRINT
72φ FOR K=1 TO N
73φ LPRINT TAB(5+IN(3 * X(K))); "*"
74φ NEXT K

```

Explication du programme de la FFT :

Le programme en Basic que nous avons présenté effectue des calculs de transformée de Fourier discrète sur un signal défini, introduit aux lignes 17φ à 2φφ.

Le programme est divisé en quatre parties :

- Initialisation lignes 1φ à 2φφ,
- "Désembroillage" des valeurs du signal : lignes 24φ à 33φ,
- Calcul de la transformée proprement dit : lignes 37φ à 54φ,
- Calcul du spectre de puissance du signal : lignes 58φ à 68φ.

L'initialisation :

Les valeurs du signal sont placées dans les tableaux AR et AI, qui correspondent respectivement à ses valeurs réelles et imaginaires. Pour un signal réel, c.à.d. tous les signaux que l'on rencontre en situation expérimentale, seul le tableau AR est utilisé.

Nous avons introduit à titre d'exemple un signal arbitraire correspondant à la formulation : $y(n) = \sin(2\pi n \times 8,555/N)$

Le désembroillage :

"Désembroiller" revient à ordonner les valeurs de la séquence initiale suivant l'ordre binaire réfléchi. Les lignes 24φ à 33φ effectuent ce travail.

Le calcul de la transformée de Fourier proprement dit est réalisé aux lignes 37φ à 54φ

Le calcul du spectre de puissance est effectué aux lignes 58φ à 68φ, les lignes suivantes correspondant à l'affichage des résultats.

Le spectre de puissance est donné par la formule : $x(k) = AR^2(k) + AI^2(k)$.

II.3. Descriptions des appareils utilisés :

En ce qui nous concerne, nous n'avons pas utilisé le programme de la F.F.T pour le calcul de spectre puisque nous avons eu la possibilité d'utiliser un analyseur de spectres de type 2031. C'est un instrument conçu pour les analyses de fréquences en bandes étroites de données continues et transitoire provenant de source de signaux acoustiques, vibrationnels ou autre. Il calcule le spectre efficace de puissance en 400 bandes de largeur constante en db correspondant au signal d'entrée. La gamme de fréquence de l'instrument est choisie à l'aide d'un bouton poussoir dans une séquence 1-2-5 de 0 à 10KHz et 0 à 20KHz. Le temps nécessaire pour calculer un spectre unique est inférieur à 200 ms permettant d'obtenir un fonctionnement en temps réel jusqu'au moins 2KHz. Le fonctionnement du 2031 est basé sur la transformation de Fourier de blocs de données enregistrées de 1024 échantillons du signal d'entrée du domaine temporel au domaine de fréquence.

La visualisation du spectre analysé se fait sur écran de visualisation qui peut également être utilisé pour visualiser la fonction temporelle, les deux spectres instantané ou intégré peuvent être représentés et l'un d'entre eux pourra être conservé dans une mémoire de spectre de références et rappelé ensuite pour la comparaison avec de nouvelles données se présentant à l'entrée. Un mode de visualisation supplémentaire permet d'obtenir la différence entre les nouvelles données se présentant à l'entrée et les données entrées mémorisées.

De plus, nous avons utilisé ; pour le relevé des graphes ; un enregistreur de niveau de type 2307.

CHAPITRE
III

○ CHAPITRE III ○

Le dernier chapitre sera destiné à :

- présenter les courbes sur lesquelles se baseront nos calculs,
- donner une méthode de lissage pour les courbes considérées,
- proposer différentes méthodes permettant d'aboutir au calcul des coefficients du modèle adopté'. Pour notre part, nous n'en retiendrons qu'une seule.

remarque : pour les calculs, nous ne traiterons qu'un seul cas (hanche, genou, cheville à vitesse normale, sans surcharge et sans dissymétrie), cependant il va sans dire qu'il en sera de même pour les autres cas, le tout étant de se conformer à notre méthode de calcul.

Finalement, notre but n'étant pas d'aboutir proprement dit à un calcul exact des coefficients du modèle, mais de montrer que notre étude puisse se faire et ce ; à partir de n'importe quel essai expérimental : cela constitue donc une base d'application importante pour les médecins, robotiques ect...

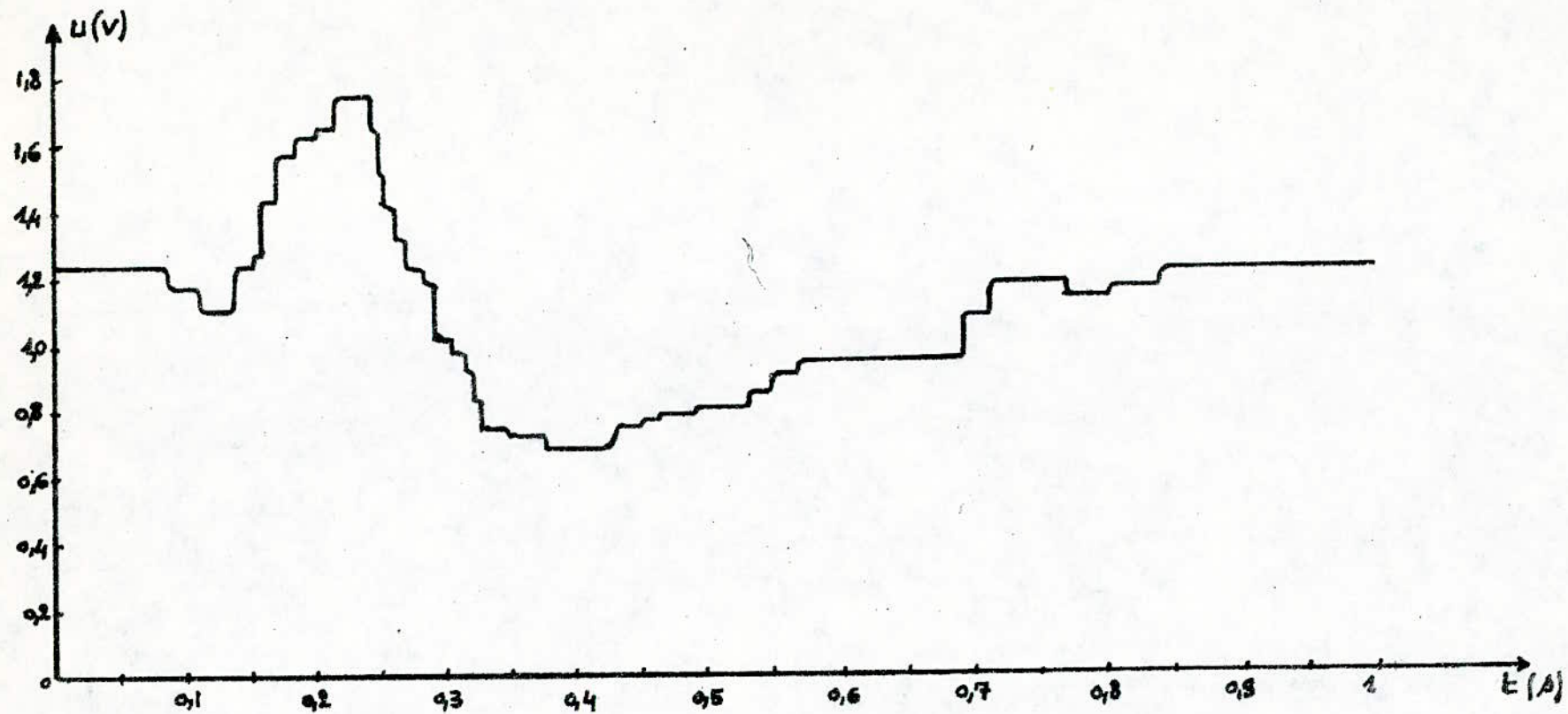
III.1. Passage de l'échelle logarithmique à l'échelle linéaire:

Pour le calcul des coefficients du modèle, nous sommes partis des courbes numérotées : (2), (7), (11) et qui sont données dans le deuxième chapitre. Les échelles étant logarithmique, nous avons jugé utile de passer aux échelles linéaires. Ce passage est facilité par l'utilisation d'un programme qui convertit des échelles logarithmiques en échelle linéaire.

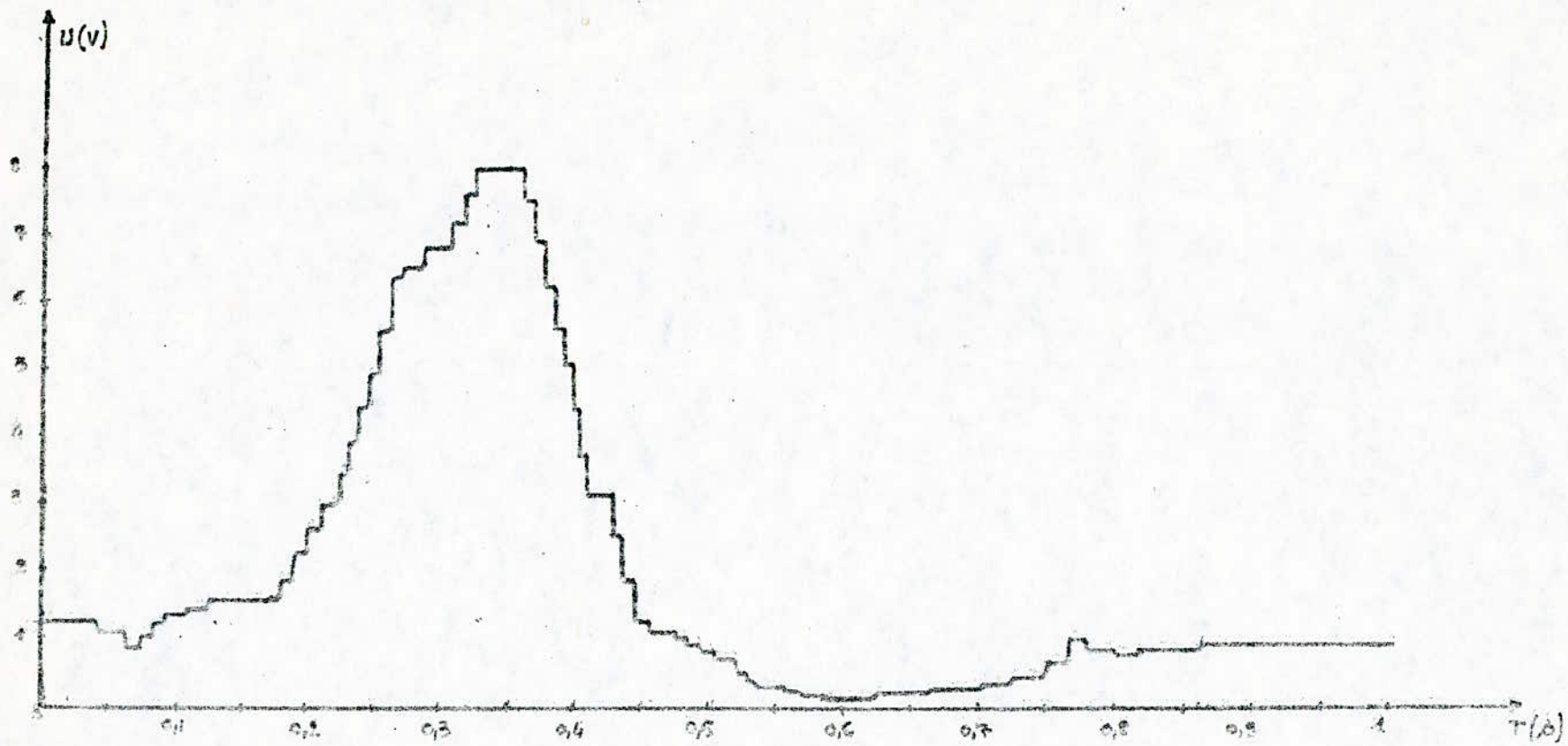
Nous donnons ci-après le tableau de valeurs nous ayant permis de tracer les courbes (2a), (7a), (11a) qui seront données dans les pages suivantes.
remarque: nous avons considéré 20 points et cela est dû à la bande passante de 10HZ.

H A N C H E	U(V)	1,25	1,12	1,58	1,77	1,41	1,18	1	0,74	0,69	0,74
	T(β)	0,06	0,14	0,17	0,23	0,25	0,28	0,29	0,33	0,41	0,44
G E N O U	U(V)	0,77	0,79	0,94	0,94	1,12	1,18	1,12	1,18	1,25	1,25
	T(β)	0,48	0,53	0,57	0,69	0,71	0,74	0,79	0,84	0,91	1
C h e v i l l e	U(V)	1,25	1,18	0,84	1,05	1,58	2,51	4,46	6,30	7,94	3,16
	T(β)	0,04	0,06	0,07	0,09	0,17	0,20	0,24	0,26	0,33	0,42
C h e v i l l e	U(V)	1	0,63	0,31	0,11	0,25	0,63	1,05	0,84	0,94	1,25
	T(β)	0,48	0,52	0,54	0,61	0,70	0,74	0,77	0,82	0,86	1
C h e v i l l e	U(V)	1,58	3,98	6,30	7,94	4,46	1,58	0,79	0,79	0,63	0,63
	T(β)	0,11	0,14	0,15	0,17	0,20	0,21	0,24	0,28	0,32	0,37
C h e v i l l e	U(V)	0,50	0,44	0,63	0,74	1,11	1	0,63	0,79	1	1,58
	T(β)	0,38	0,44	0,52	0,58	0,67	0,71	0,78	0,87	0,94	1

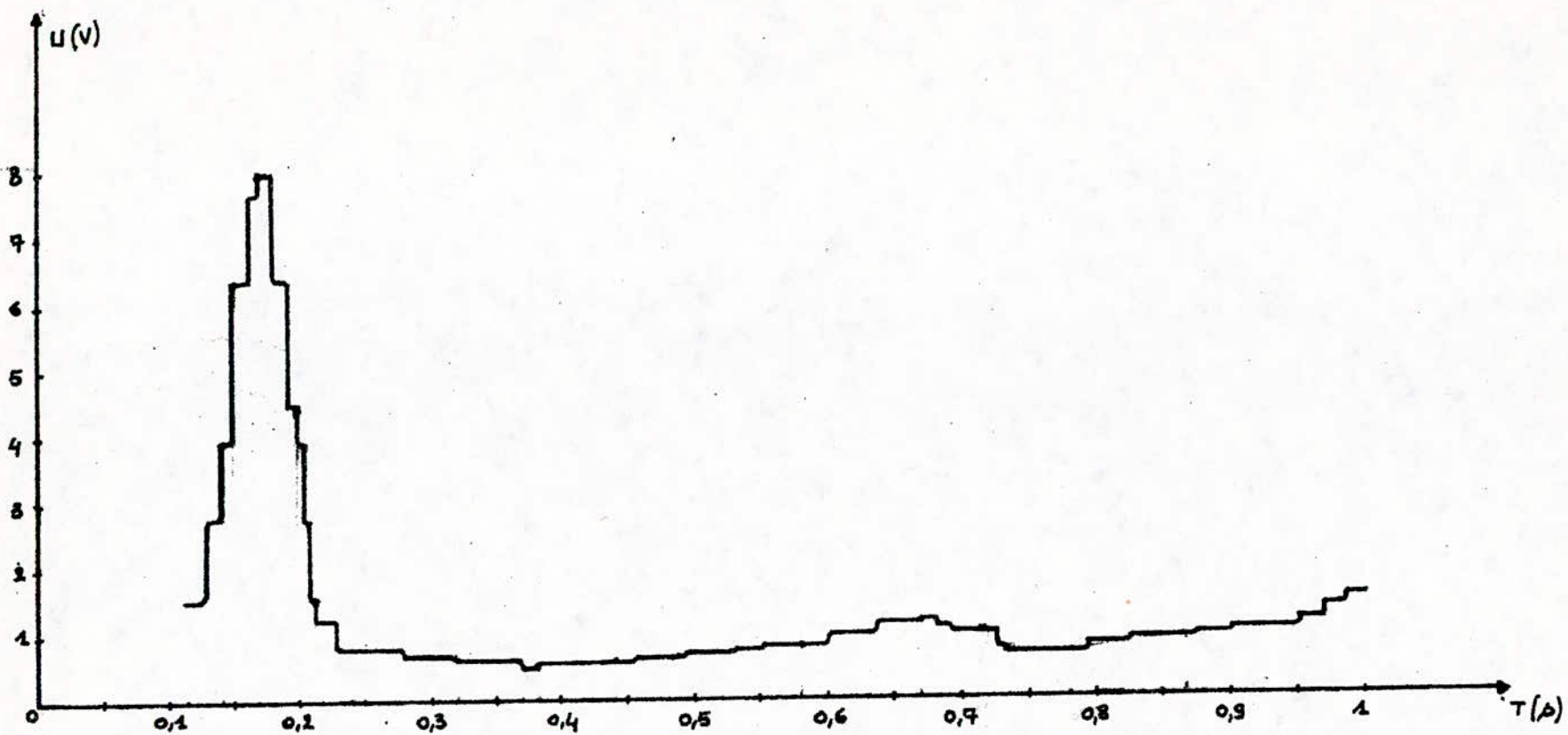
- tableau de valeurs concernant les courbes 2a, 2b, 2c.



2. a. Branche : tension U en fonction du temps représentée dans des échelles linéaires



P.d. Course : tension U en fonction du temps représentée dans
des échelles linéaires.



11-a. Chevillon : tension U en fonction du temps représentée dans des échelles linéaires.

III.2. Méthode de lissage des courbes considérées :

Nous devons procéder à un lissage des courbes considérées parce qu'après lissage, les courbes obtenues représenteront aux mieux, l'allure des variations de tensions expérimentales. Et cette fin, nous proposons comme méthode de lissage, la méthode de moyenne mobile d'ordre N :

Etant donné l'ensemble des nombres : $U(1), U(2), U(3), \dots$, on définit une moyenne mobile d'ordre N que l'on obtient par la suite des moyennes arithmétiques :

$$\frac{U(1)+U(2)+\dots+U(n)}{n}, \frac{U(2)+U(3)+\dots+U(n+1)}{n}, \frac{U(3)+U(4)+\dots+U(n+2)}{n}, \dots$$

Après plusieurs essais de lissage, nous avons opté pour un lissage de la moyenne mobile d'ordre 2, ce qui a permis de mieux se rapprocher des courbes expérimentales.

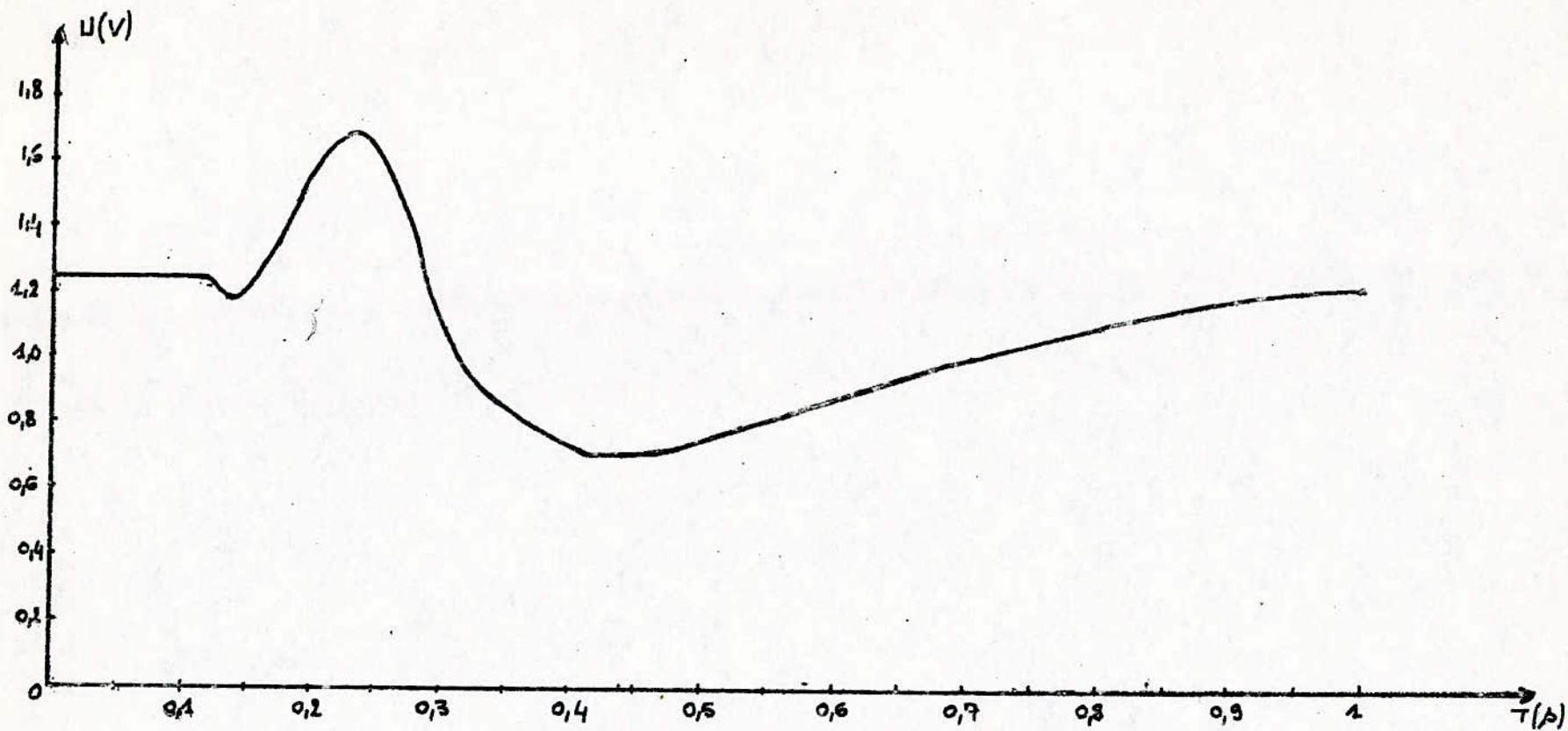
Et partir du tableau.1., le calcul du lissage s'est fait de la façon suivante :

$$\frac{U(1)}{1}, \frac{U(1)+U(2)}{2}, \frac{U(2)+U(3)}{2}, \frac{U(3)+U(4)}{2}, \dots, \frac{U(17)+U(18)}{2}.$$

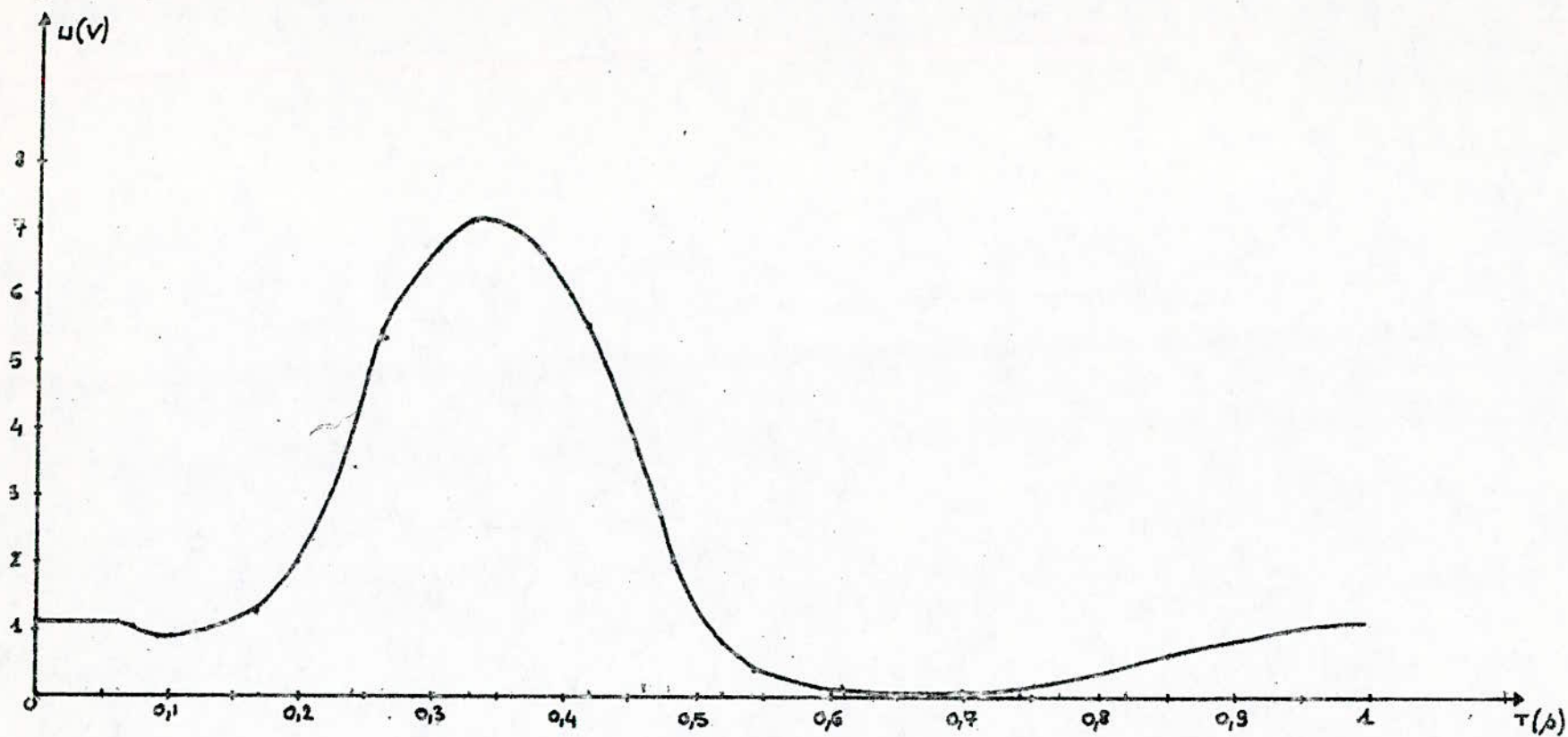
De cela, nous obtenons le tableau suivant :

H A N C H E	U(V)	1,25	1,19	1,35	1,68	1,59	1,30	1,09	0,87	0,72	0,72
	T(b)	0,06	0,14	0,17	0,23	0,25	0,28	0,29	0,33	0,41	0,44
G E N O U	U(V)	0,76	0,78	0,86	0,94	1,03	1,15	1,15	1,15	1,22	1,25
	T(b)	0,48	0,53	0,57	0,69	0,71	0,74	0,79	0,84	0,91	1
C H E Y I E	U(V)	1,25	1,22	1,04	0,95	1,32	2,04	3,48	5,38	7,12	5,55
	T(b)	0,04	0,06	0,07	0,09	0,17	0,20	0,24	0,26	0,33	0,42
C H E Y I E	U(V)	2,08	0,81	0,47	0,21	0,18	0,44	0,84	0,95	0,89	1,25
	T(b)	0,48	0,52	0,54	0,61	0,70	0,74	0,77	0,82	0,86	1
C H E Y I E	U(V)	1,58	2,78	5,14	7,12	6,20	3,02	1,18	0,79	0,71	0,63
	T(b)	0,11	0,14	0,15	0,17	0,20	0,21	0,24	0,28	0,32	0,37
C H E Y I E	U(V)	0,56	0,47	0,53	0,68	0,93	1,05	0,81	0,71	0,89	1,58
	T(b)	0,38	0,44	0,52	0,58	0,67	0,71	0,78	0,87	0,94	1

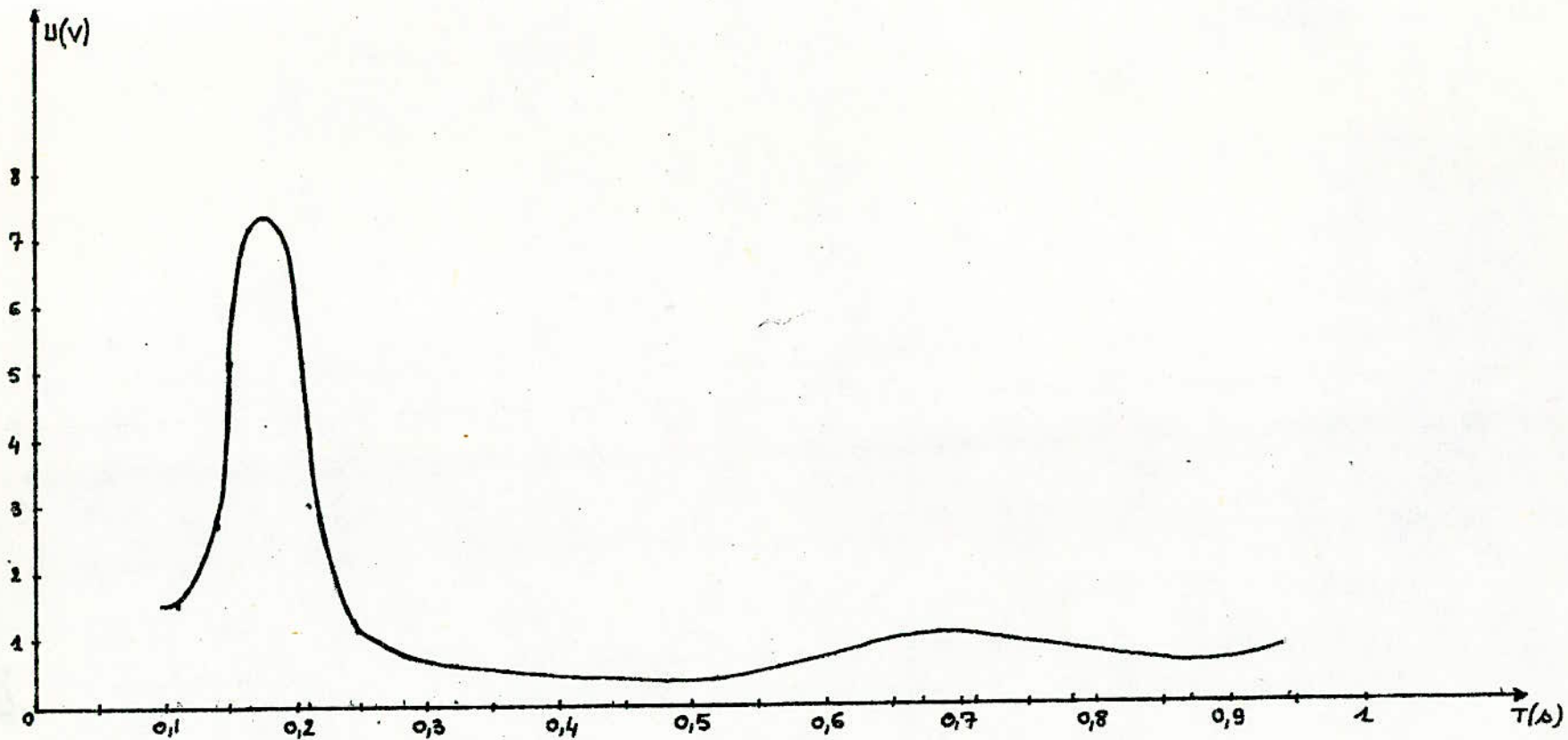
Du tableau donné ci-dessus, nous en déduisons les courbes 2b, 7b, 11, b données dans les pages suivantes :



2-b. Branche : la tension U est lissée par la méthode de moyenne mobile.



7-b. Genre : la tension u est lissée par la méthode de moyenne mobile.



11.b - Chevillon: la tension U est lissée par la méthode de moyenne mobile.

III.4. Présentation des différentes méthodes en vue de calculer les coefficients d'un modèle qui sera retenu par la suite :

Il s'agit, à la base des courbes 2b, 7b, 11b, de proposer un modèle mathématique mettant en équation les courbes considérées. Notre travail d'identification consiste à déterminer un ensemble d'équations (un modèle décrivant le mieux possible, le procédé).

Nous avons partagé notre travail en deux parties : la première consiste à fixer la forme des équations, c'est l'étape qualitative ou caractérisation, la seconde consiste à trouver les valeurs numériques des coefficients qui interviennent dans ces équations, c'est l'étape quantitative ou estimation des paramètres. Ces valeurs numériques doivent être déterminées pour que le comportement du modèle soit le plus proche de celui du système.

Pour cela, nous proposerons différentes méthodes en montrant l'avantage et l'inconvénient de leur utilisation. Nous retiendrons celle qui nous paraîtra la mieux adaptée à notre étude.

a. Méthode d'approximation :

Dans cette méthode, il s'agit d'approximer les courbes $v = f(t)$ que nous avons relevé avec un modèle de la forme : $\sum_{i=1}^N a_i f_i(t)$ où les $f_i(t)$ constituent pour chacune d'elle une base du modèle.

Les $f_i(t)$ pouvant être de la forme :

$$f_i(t) = \{1, x, x^2, x^3, \dots\}$$

- avantage de cette méthode : simplicité des calculs
- inconvénients de cette méthode : le problème du choix de la base

est difficile à adopter (nous ne pouvons choisir une base qu'arbitrairement vu le fait qu'il n'existe aucun critère permettant de justifier un choix quelconque). Le problème du choix de la distance d'état reste posé (nous ignorons dans quel sens doit être mesurée cette proximité, il n'existe non plus aucun critère permettant de choisir une distance entre deux fonctions: il existe alors le problème de fixer un domaine de définition en prenant soit,

- la notion de distance, c.a.d le $\text{Max}_{t \in [a,b]} |x(t) - y(t)| = \epsilon$

- soit en prenant la différence

des fonctions considérées, c.a.d : $\sqrt{\int_a^b [x(t) - y(t)]^2 dt}$.

Beaucoup de paramètres sont à retenir et à emmagasiner en mémoire, en vue d'un traitement des données par microprocesseurs, cela engendrerait un temps de calcul considérable, or nous voulions que le processus de calcul soit rapide.

Nous ne pouvons pas donner une représentation paramétrique simple à $x(t)$ parce qu'il y'a trop de paramètres.

conclusion portant sur cette méthode d'approximation :

Avec une future augmentation de la capacité mémoire des microordinateurs et une étude plus élaborée du choix de certains critères, permettrait donc à cette méthode d'être utilisée souvent et aisément.

Pour notre part, nous ne retiendrons pas celle-ci, vu les inconvénients déjà cités plus-haut.

b. Méthode d'interpolation :

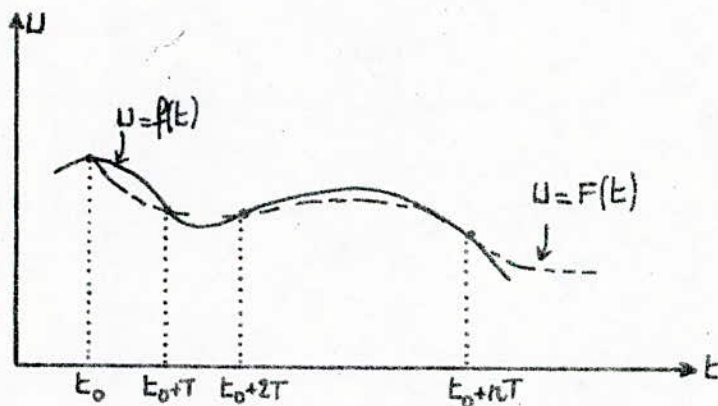
Il s'agit de procéder à un échantillonnage des courbes relevées et d'obtenir aux instants d'échantillonnage (t_0, t_1, \dots, t_n) , les valeurs d'une certaine fonction $f(t)$ avec :

$$f(t_0) = U_0, f(t_1) = U_1, \dots, f(t_n) = U_n.$$

Le but recherché est de former une fonction $F(t)$ (fonction d'interpolation) qui appartienne à une certaine classe connue et qui prend aux instants d'échantillonnage les mêmes valeurs que $f(t)$, c.à.d telle que :

$$F(t_0) = U_0, F(t_0+T) = U_1, \dots, F(t_0+nT) = U_n \quad \textcircled{1}$$

Géométriquement, cela signifie qu'il faut trouver une courbe d'équation $U = F(t)$ et de type donné, passant par le système des points donnés (t_0, \dots, t_n) .



Il est inutile de chercher une fonction arbitraire $F(t)$ car il pourrait soit y avoir une infinité de solutions, soit aucune solution. Il serait judicieux de s'intéresser à un polynôme $P_n(t)$ de degré inférieur ou égal à n vérifiant les conditions $\textcircled{1}$ et tel que :

$$P_n(t_0) = U_0, P_n(t_0+T) = U_1, \dots, P_n(t_0+nT) = U_n.$$

Par application des formules d'interpolation de Newton (puisque nous voulons échantillonner à des intervalles de temps équidistants), nous pourrions adopter un modèle de mise en équation des courbes considérées suivant le modèle des polynômes d'interpolation de Newton.

- avantage de cette méthode : les calculs sont conduits suivant un processus itératif.
- inconvénients de cette méthode : problème du choix de la valeur de la période (nous ignorons quelle valeur de la période d'échantillonnage devrait-on adopter). Problème de précision des calculs (la fonction $U(t)$ qui est échantillonnée et son expression analytique inconnue, l'évaluation de l'erreur du polynôme d'interpolation est en toute rigueur impossible).

conclusion concernant l'utilisation de cette méthode :

Nous n'avons pas retenu celle-ci vu les inconvénients déjà énumérés.

c. Méthode par prédiction linéaire :

Après avoir opté pour une certaine valeur du temps de la période T et échantillonné les signaux relevés expérimentalement, nous obtenons une séquence de points $\{y(n)\}$, $n = 1 \div M$.

Nous fixons le modèle sous la forme suivante :

$$y(k) = \alpha_1 y(k-1) + \alpha_2 y(k-2) + \dots + \alpha_m y(k-m)$$

Nous devons calculer alors les coefficients $(\alpha_1, \dots, \alpha_m)$, pour cela nous devons former un système de m équations, et en procédant par substitution successive, cela permet d'aboutir au calcul des α_m .

Le système de m équations aura la forme suivante :

$$\begin{cases} y(m+1) = \alpha_1 y(m) + \alpha_2 y(m-1) + \dots + \alpha_m y(1) \\ y(m+2) = \alpha_1 y(m+1) + \alpha_2 y(m) + \dots + \alpha_m y(2) \\ y(m+3) = \alpha_1 y(m+2) + \alpha_2 y(m+1) + \dots + \alpha_m y(3) \\ \vdots \\ y(2m) = \alpha_1 y(2m-1) + \alpha_2 y(2m-2) + \dots + \alpha_m y(m) \end{cases}$$

Le calcul de ces coefficients n'a tenu compte que des $2m$ premiers points, or nous voudrions poursuivre les calculs pour les points suivants c.a.d de: $2m$ à N , alors nous procéderons par la différence des fonctions: $Y(k) - \tilde{Y}(k)$ (cette différence est définie par le critère des moindres carrés), $\tilde{Y}(k)$ - étant le modèle adopté et qui s'écrit sous la forme:

$$\tilde{Y}(k) = \sum_{k=1}^N \alpha_k U(n-k) = \alpha_1 U(n-1) + \alpha_2 U(n-2) + \dots + \alpha_N U(n-N)$$

$$\text{d'où: } Y(k) - \tilde{Y}(k) = Y(k)_{\text{mesurée}} - \sum_{k=1}^N \alpha_k U(n-N) \text{ avec } N \leq n-1.$$

Le but de cette méthode étant de calculer les coefficients intervenant dans le modèle adopté, nous procéderons alors par la méthode des moindres carrés.

$$\text{Soit } J = \sum_{n=1}^N e^2(n)$$

$$\text{d'où: } J = [Y(1) - \alpha_1 Y(1)]^2 + [Y(2) - \alpha_1 Y(2) - \alpha_2 Y(1)]^2 + \dots + [Y(k+1) - \alpha_1 Y(k+1) - \alpha_2 Y(k) - \dots - \alpha_n Y(1)]^2,$$

connaissant $\underline{U} = (U(1), U(2), \dots, U(N))^T = (Y(1), Y(2), \dots, Y(N))^T = \underline{V} = (V(1), V(2), \dots, V(N))^T$
 nous cherchons alors à déterminer les $\underline{a} = \underline{a} = (a_1, a_2, \dots, a_N)$,
 pour cela nous devons former la matrice \underline{W} ($n \times k+1$)

$$\underline{W} = \begin{pmatrix} V(1) & 0 & \dots & \dots & 0 \\ V(2) & & & & \vdots \\ \vdots & & & & \vdots \\ V(n) & \dots & \dots & \dots & V(n-p) \end{pmatrix} \quad k=p$$

d'où: $J = (\underline{V}_{mes} - \underline{W}\underline{a})^T (\underline{V} - \underline{W}\underline{a})$

J doit être minimal $\Rightarrow \frac{\partial J}{\partial \underline{a}} = 0 \Rightarrow -2\underline{W}^T \underline{V} + 2\underline{W}^T \underline{W} \underline{a} = 0$

d'où: $\underline{W}^T \underline{V} = \underline{W}^T \underline{W} \underline{a}$

finalement: $\underline{a} = (\underline{W}^T \underline{W})^{-1} \underline{W}^T \underline{V}$

- avantage de cette méthode:

- * existence du programme Basic pour le calcul des coefficients du modèle retenu,
- * l'erreur étant plus faible que celle des méthodes précédentes,
- * rapidité d'exécution des calculs.

- inconvénient de cette méthode:

- * problème de convergence à régler (c.a.d le nombre de points n à prendre en considération).

Enfin, nous nous sommes portés sur cette méthode présentant plus d'avantages que d'inconvénients.

```

10 REM PREDICTION LINEAIRE PAR LA METHODE DES MOINDRES CARRES
20 INPUT M,N
30 DIM V(N),W(N,M),B(M,N),C(M,M),D(M,M),E(M,N),F(M),A(M)
40 REM CALCUL DES ELEMENTS DE W
50 MAT READ V
60 FOR I=1 TO N
70 FOR J=1 TO M
80 IF I=J THEN 110
90 IF J>I THEN 130
100 IF I>J THEN 150
110 LET W(I,J)=V(I)
120 GO TO 170
130 LET W(I,J)=0
140 GO TO 170
150 LET W(I,J)=V(I-J+1)
160 GO TO 170
170 NEXT J
180 NEXT I
190 REM IMPRESSION DE LA MATRICE W(I,J)
200 FOR I=1 TO N
210 FOR J=1 TO M
220 PRINT "LES COEFFICIENTS DE W : "; W(I,J)
230 NEXT J
240 NEXT I
250 REM IMPRESSION DE LA MATRICE V
260 FOR I=1 TO N
270 PRINT "LES COEFFICIENTS DE V SONT : "; V(I)
280 NEXT I
290 REM CALCUL DES COEFFICIENTS DE A
300 MAT B=TRN(W)
310 MAT C=B*W
320 MAT D=INV(C)
330 MAT E=D*B
340 MAT F=E*V
350 MAT A=F
360 FOR J=1 TO M
370 PRINT "LES COEFFICIENTS DE A SONT : "; A(J) ;
380 NEXT J
390 DATA V(1),...,V(N)
400 END

```


conclusion : Nous venons de montrer qu'il est difficile d'adopter la forme d'un modèle parce qu'il n'existe que très peu d'enseignement sur la façon d'aborder le problème de la marche humaine. Il va sans dire, que des recherches plus élaborées qui pourront se faire dans un futur proche, permettrait de mieux cerner le problème avec un choix plus rigoureux de critères déjà cités.

Nous donnons à la page suivante le programme Basic que nous avons proposé et qui permet de calculer les coefficients a_k du modèle.

Remarque : Ce programme est très utile parce que :

- le nombre d'instruction n'est pas élevé,
- le temps d'exécution de celui-ci est rapide à condition de ne pas prendre un nombre élevé de points.

Sur notre part, nous avons pris cinq points, c.a.d qu'en une seconde, la tension doit changer cinq fois de valeur, ce qui donne malgré tout, une assez bonne précision au niveau de la simulation de la marche humaine.

Nos calculs ont été fait à la main car nous ne disposions pas de microordinateur ayant certaines fonctions telle que : $\text{MAT } X$; $\text{INV } (X)$; ... et qui soient intégrés dans leur système, et que nous voulions simplement montrer que notre méthode de prédiction linéaire permette une assez bonne

approche de la réalité.

III.5. Calcul des coefficients du modèle :

Les a_k sont donnés par : $\underline{a} = (W^T W)^{-1} W^T V$

a. cas de la rampe :

Les cinq points sont prélevés aux temps 0,1; 0,3; 0,5; 0,7; 0,9 s et qui sont :

$$V = (1,25; 1,10; 0,78; 1; 1,25)^T$$

nous formons d'abord la matrice W :

$$W = \begin{pmatrix} 1,25 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1,10 & 1,25 & 0 & 0 & 0 \\ 0,78 & 1,10 & 1,25 & 0 & 0 \\ 1 & 0,78 & 1,10 & 1,25 & 0 \\ 1,25 & 1 & 0,78 & 1,10 & 1,25 \end{pmatrix}, \quad \text{le produit } W^T W \text{ donne : } W^T W = \begin{pmatrix} 5,94 & 4,26 & 3,05 & 2,62 & 1,56 \\ 4,26 & 4,38 & 3,01 & 2,07 & 1,25 \\ 3,05 & 3,01 & 3,38 & 2,23 & 0,97 \\ 2,62 & 2,07 & 2,23 & 2,77 & 1,25 \\ 1,56 & 1,25 & 0,97 & 1,37 & 1,56 \end{pmatrix}$$

calcul du produit $W^T V$:

$$W^T V = \begin{pmatrix} 5,94 \\ 4,26 \\ 3,05 \\ 2,62 \\ 1,56 \end{pmatrix}, \quad \text{, l'on détermine ensuite } (W^T W)^{-1} \text{ et l'on trouve :}$$

$$(W^T W)^{-1} = \begin{pmatrix} 0,57 & -0,49 & 0,08 & -0,22 & 0 \\ -0,51 & 1,03 & -0,59 & 0,29 & -0,19 \\ 0,08 & -0,58 & 1,04 & -0,62 & 0,27 \\ -0,22 & 0,27 & -0,61 & 1,12 & -0,60 \\ -0,02 & -0,13 & 0,27 & -0,59 & 1,15 \end{pmatrix}$$

Enfinement, l'on obtient :

$$\underline{a} = \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0,96 \\ 0,02 \\ -0,02 \\ -0,01 \\ 0,14 \end{pmatrix} \text{ rampe}$$

b. cas du genre :

Les cinq points sont aussi prélevés aux temps 0,1 ; 0,3 ; 0,5 ; 0,7 ; 0,9 s et qui sont :

$$V = (0,95; 0,71; 0,81; 0,18; 0,95)^T$$

même méthode de calcul que précédemment :

$$W = \begin{pmatrix} 0,95 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0,71 & 0,95 & 0 & 0 & 0 \\ 0,81 & 0,71 & 0,95 & 0 & 0 \\ 0,18 & 0,81 & 0,71 & 0,95 & 0 \\ 0,95 & 0,18 & 0,81 & 0,71 & 0,95 \end{pmatrix}, \quad W^T V = \begin{pmatrix} 2,99 \\ 1,56 \\ 1,66 \\ 0,84 \\ 0,90 \end{pmatrix}$$

$$(W^T W)^{-1} = \begin{pmatrix} 1,07 & -0,79 & -0,33 & 0,71 & -1,13 \\ -0,78 & 1,64 & -0,53 & -0,84 & 1,55 \\ -0,34 & -0,54 & 1,77 & -0,82 & -0,42 \\ 0,72 & -0,83 & -0,83 & 2,33 & -1,60 \\ -1,18 & 1,56 & -0,43 & -1,60 & 3,56 \end{pmatrix}$$

l'on obtient alors :

$$\underline{a} = \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0,94 \\ 0,03 \\ 0,01 \\ 0 \\ 0,05 \end{pmatrix} \text{ genre}$$

c. cas de la cheville :

les cinq points prélevés aux temps 0,1 ; 0,3 ; 0,5 ; 0,7 ; 0,9 s sont :

$$V = (1,58; 0,71; 0,53; 1,05; 1,58)^T$$

$$W = \begin{pmatrix} 1,58 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0,71 & 1,58 & 0 & 0 & 0 \\ 0,53 & 0,71 & 1,58 & 0 & 0 \\ 1,05 & 0,53 & 0,71 & 1,58 & 0 \\ 1,58 & 1,05 & 0,53 & 0,71 & 1,58 \end{pmatrix}; \quad W^T V = \begin{pmatrix} 6,88 \\ 3,71 \\ 2,42 \\ 2,78 \\ 2,49 \end{pmatrix}; \quad (W^T W)^{-1} = \begin{pmatrix} 0,40 & -0,18 & -0,05 & -0,18 & -0,17 \\ -0,18 & 0,48 & -0,15 & 0,02 & -0,11 \\ -0,05 & -0,15 & 0,48 & -0,12 & 0,05 \\ -0,18 & 0,02 & -0,12 & 0,57 & -0,04 \\ -0,17 & -0,11 & 0,05 & -0,04 & 0,65 \end{pmatrix}$$

et l'on obtient :

$$\underline{a} = \begin{pmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1,03 \\ -0,03 \\ 0,05 \\ 0,03 \\ 0,05 \end{pmatrix} \text{ cheville}$$

III.6. calcul des points $U(k)$ du modèle :

Les $U(k)$ sont données par la formule : $\tilde{U}(k) = \sum_{R=1}^N a_R U(n-R)$ avec $n \geq N+1$

a. cas de la hanche :

$$\tilde{U}(1) = a_1 U(2-1) = a_1 U(1) = 0,96 \times 1,25 = 1,20$$

$$\tilde{U}(2) = a_1 U(2) + a_2 U(1) = 0,96 \times 1,10 + 0,02 \times 0,96 = 1,07$$

$$\tilde{U}(3) = a_1 U(3) + a_2 U(2) + a_3 U(1) = 0,96 \times 0,78 + 0,02 \times 1,10 + 0,02 \times 1,25 = 0,74$$

$$\tilde{U}(4) = a_1 U(4) + a_2 U(3) + a_3 U(2) + a_4 U(1) = 0,94$$

$$\tilde{U}(5) = a_1 U(5) + a_2 U(4) + a_3 U(3) + a_4 U(2) + a_5 U(1) = 1,36$$

b. cas du genou :

$$\tilde{U}(1) = a_1 U(1) = 0,94 \times 0,95 = 0,89$$

$$\tilde{U}(2) = a_1 U(2) + a_2 U(1) = 0,69$$

$$\tilde{U}(3) = a_1 U(3) + a_2 U(2) + a_3 U(1) = 0,79$$

$$\tilde{U}(4) = a_1 U(4) + a_2 U(3) + a_3 U(2) + a_4 U(1) = 0,20$$

$$\tilde{U}(5) = a_1 U(5) + a_2 U(4) + a_3 U(3) + a_4 U(2) + a_5 U(1) = 0,96$$

c. cas de la cheville :

$$\tilde{U}(1) = a_1 U(1) = 1,03 \times 1,58 = 1,62$$

$$\tilde{U}(2) = a_1 U(2) + a_2 U(1) = 0,68$$

$$\tilde{U}(3) = a_1 U(3) + a_2 U(2) + a_3 U(1) = 0,60$$

$$\tilde{U}(4) = a_1 U(4) + a_2 U(3) + a_3 U(2) + a_4 U(1) = 1,14$$

$$\tilde{U}(5) = a_1 U(5) + a_2 U(4) + a_3 U(3) + a_4 U(2) + a_5 U(1) = 1,72$$

III.7. Résultats généraux concernant les points du modèle :

	points expérimentaux	points du modèle
H A N C H E	1,25	1,20
	1,10	1,07
	0,78	0,74
	1	0,84
	1,25	1,36
G E N O U	0,95	0,89
	0,71	0,69
	0,81	0,79
	0,13	0,20
	0,95	0,96
C H E V I L L E	1,58	1,62
	0,71	0,68
	0,53	0,60
	1,05	1,14
	1,58	1,72

III.8. Relation entre U et Θ (écart angulaire):

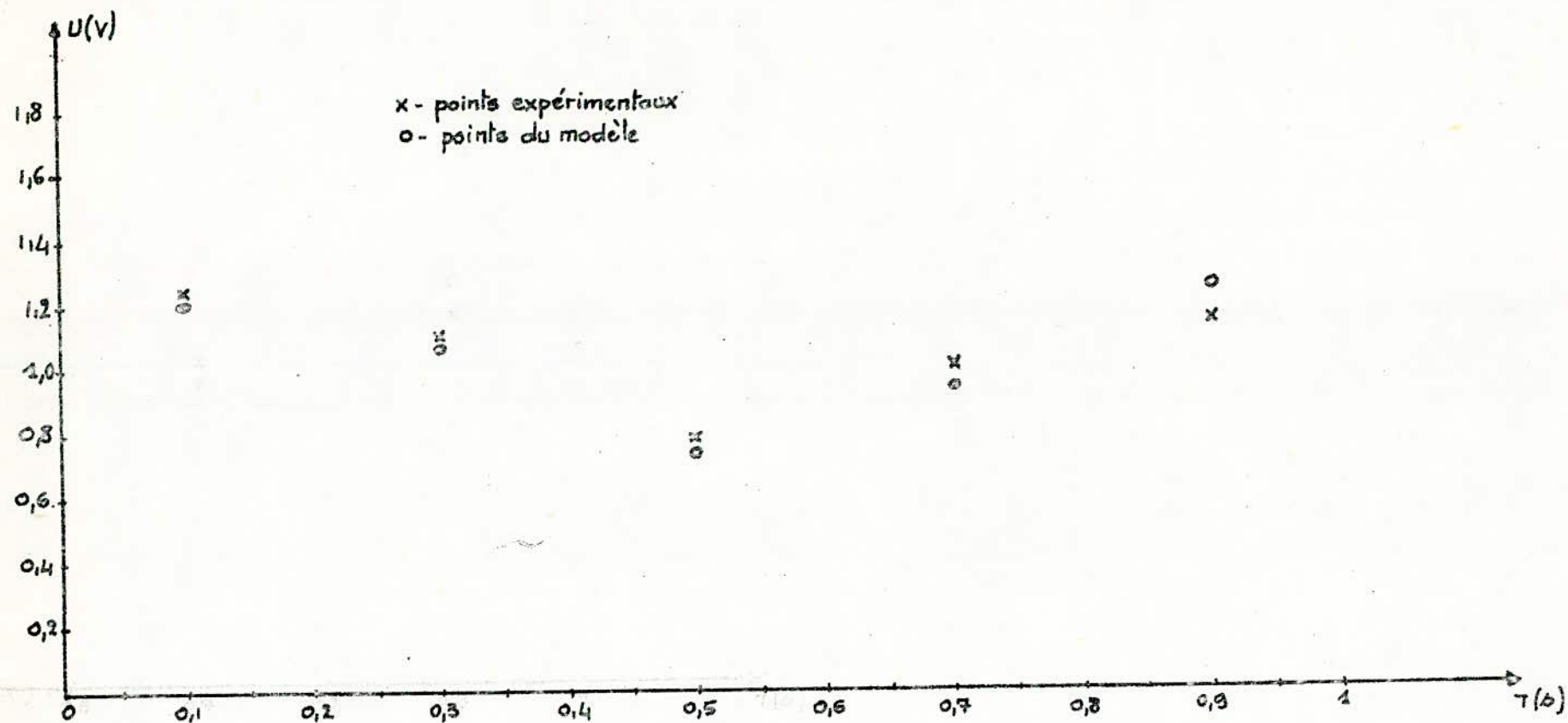
Nous donnons ci-après la correspondance entre U et Θ de telle façon que chaque tension prélevée et qui est mise en mémoire, corresponde à un écart angulaire particulier.

HANCHE		GENOU		CHEVILLE	
$U(V)$	Θ	$U(V)$	Θ	$U(V)$	Θ
1,20	-16°	0,89	-8°	1,62	-4°
1,07	-4°	0,69	$+10^\circ$	0,68	-8°
0,74	-58°	0,79	-8°	0,60	$+16^\circ$
0,94	-44°	0,20	-36°	1,14	-4°
1,36	-6°	0,96	-30°	1,72	$+4^\circ$

Remarque: nous avons procédé à plusieurs essais et nous avons finalement adopté les valeurs données ci-dessus. Nous avons d'abord repéré Θ cheville, puis nous avons repéré l'écart angulaire de la jambe par rapport au pied: Θ genou, puis celle de la cuisse par rapport à la jambe: Θ hanche.

Ces différentes valeurs de Θ permettent de reconstituer un cycle de la marche et comme le processus est en principe périodique, cela permet finalement de reconstituer toutes les phases de la marche humaine. L'utilisation de camera en vue d'un repérage angulaire permettrait d'augmenter la précision des calculs.

Nous avons jugé utile de ne représenter que les points du modèle de la hanche, nous avons constaté que les points du modèle sont assez proche des points expérimentaux, ce qui permet de conclure que le modèle proposé est finalement à retenir. Il est à noter que les cas du genou et de la cheville sont semblables à celui de la hanche et débouchent sur la même conclusion.



légende: points expérimentaux, points du modèle

○ CONCLUSION ○

Cette étude a permis de poser les principes de base en vue d'établir une simulation future de la marche humaine.

Nous ne prétendons pas avoir réussi à apporter un modèle parfait permettant une simulation en question. Notre étude a surtout eu pour but de montrer que celle-ci pouvait se faire par le modèle que nous avons proposé.

Les applications de cette étude sont nombreuses :

- suivi médical d'un sujet atteint d'une lésion au niveau de l'appareil locomoteur,
- applications diverses dans la robotique,
- détection d'athlètes de haute performances à la base d'étalons préalablement établis, ...
- fabrication de prothèses médicales autonomes.

Cette étude peut être augmentée et complétée :

- par la réduction du niveau de bruit des signaux relevés,
- par l'utilisation d'un tapis roulant rendant le processus stationnaire,
- par l'enregistrement simultané des pics portés,
- par l'utilisation de caméra pour un repérage angulaire télévisuel dans le temps, augmentant de ce fait la précision des calculs,
- par l'élaboration de capteurs permettant une étude dans l'espace,
- en disposant d'une équipe de 30 chercheurs se répartissant des tâches différentes.

En conclusion, nous souhaiterions que cette étude puisse intéresser bon nombre d'expérimentateurs et qu'il y ait une continuité en vue d'enrichir notre travail.

- [1] - SCIENCE ET VIE HORS-SERIE N°138 "SCIENCE DES ROBOTS"
MARS 1982 .
- [2] - "INFORMACJA I STEROWANIE" PAR:
Adam Morecki , Juliusz Ekiel , Kasimierz Fidelus
WARSAWA 1979 .
- [3] - "PHYSIONOMIE ARTICULAIRE DES MEMBRES INFERIEURS" PAR:
I.A. KAPANDJI .
PARIS 1977 .
- [4] - "INEGALITES DE LONGUEUR DES MEMBRES INFERIEURS" PAR:
Paul Masse , Gerard Taussig
PARIS 1979 .
- [5] - " SEQUENTIEL ALGORITHM FOR IDENTIFICATION OF PARAMETERS
OF AN AUTOGRESSIVE PROCESS" PAR: Srinath M. De et Viswanathan M.M.
IEEE Autom.-Control
- [6] - " ON THE IDENTIFIABILITY OF THE HUMAN" PAR:
Breddermann R, Gloickner M, Henning K, Kuchen B, Leper H.
- [7] - " DETERMINATION DES FORCES MUSCULAIRES ET DES COMMANDES
NERVEUSES DE LA MARCHE HUMAINE" THESE DE DOCTORAT
DE 3^{eme} CYCLE . PAR : Boichut Daniel
PARIS 1981 .

o — ANNEXE — o

NOUS DONNONS A TITRE D'INFORMATION QUELQUES FORMULES
NECESSAIRE AU CALCUL DE CERTAINS PARAMETRES CONCERNANT LA
MARCHE HUMAINE :

- RELATION DONNANT LA VITESSE DE MARCHÉ DU SUJET EN FONCTION
DE LA LONGUEUR D'UN PAS :

$$\ell = 0,362 + 0,257 V \quad (1)$$

la formule (1) n'est applicable que pour des valeurs de la vitesse allant
de 0,83 à 2,7 m/s, au delà il n'y a plus de linéarité.

si l'on connaît en plus la valeur du temps d'appui du pied (t_0), l'on peut
alors déterminer la longueur d'un pas de façon plus précise et l'on aboutit à la formule :

$$\ell = \frac{0,528 + 0,31 v_m}{0,5 - 1,1 v_m} \cdot \frac{1}{t_0} \quad (2)$$

- RELATION DONNANT LA PERIODE T DE LA MARCHÉ EN FONCTION DE

V_{MAX}, V_m :

à titre d'exemple $V_m = V_{moyen} = \text{vitesse moyenne} = 1,1 \text{ m/s}$

$V_{MAX} = \text{vitesse maximum (pour des sujets bien entraînés)} = 2,7 \text{ m/s}$.

$$T = \frac{0,362 + 0,257 V_m}{V_{MAX}}$$

N.B : NOUS TENONS A REMERCIER VIVEMENT MRS LES RESPONSABLES
SPORTIFS DE L'I.S.T.S DE BEN AKNOUN D'AVOIR BIEN VOULU
NOUS COMMUNIQUER LES INFORMATIONS DONNEES EN ANNEXE.