

Confidential

Empreinte Optique

H. Coqueret

(Cuthbert)

R. B. B.
12-1

J. C. Haas

Johnson

Rainolds

Young

[Signature]
[Signature]

Holmes

R. Schneider



F. DURET



Empreinte Optique

Côté et paraphe de présent registre
Contenant deux cents pages pour servir
à Monsieur François DURET
Chirurgien dentiste à LE GRAND-LEMPES (Isère)

Fait au GRAND-LEMPES le 29 juillet 1982

Le Maire



La meilleure performance de la Route du Rhum
Marc Pajot a tenu

◀ En Sports

le dauphiné

LE QUOTIDIEN DU SUD-EST

LIBÉRÉ

Vendredi 26 novembre 1982 — 38^e année - N° 11 811

2,50 F

S.A. Le Dauphiné Libéré
Le Dauphiné Libéré — Vaucluse Matin
Président du conseil de surveillance Louis Richerot, directeur de publication
Directoire Jean Gallois, président — Paul Dini, directeur général
Commission paritaire N° 50532
SOCIÉTÉ PRESSE DU SUD-EST — VEUREY VOROIZE

C.C.P. Grenoble 1030 00 P



Direction générale
Centre de presse de Veurey
Tél (76) 47 81 00
Télex 320822 Dauphiné Grenoble
B.P. N° 10X 38040 Grenoble Cedex



Direction départementale
40, avenue Alsace Lorraine
38000 Grenoble
Tél (76) 47 81 00

NOAH-McENROE

Le grand choc d'entrée

POLITIC

Une ca

Promou

CENT AN

Homma

à Paul-L

Cent ans après
ment « Alpes
hommage à Pa
d'une réunion d
Merlin-Gerin à M

« Un chef charis
nication avec les
les plus humbles
inépuisable pote
siasme commun
belle éloge posth
Grenoblois.

26.11.82
EXCLUSIF

L'invention d'un

On fabriquera bier en quelques minute

C'EST une véritable surprise qui attend aujourd'hui le Congrès international de l'association dentaire française, réuni depuis mardi à Paris. L'invention d'un chirurgien dentiste de la région grenobloise, tenue jusqu'à présent secrète même dans les milieux professionnels, risque en effet de remettre en cause en grande partie, dans les années à venir, la pratique d'une profession où « l'artisanat » tient encore une place de choix. En mettant au point une méthode de fabrication très rapide des couronnes et des prothèses sur ordinateur, le docteur Duret ouvre la voie au développement d'activités nouvelles dont la région et plusieurs grandes entreprises françaises pourraient bénéficier.

La « trouvaille » de ce dentiste de 35 ans, installé depuis 1974 au Grand-Lemps (Isère), implique en effet le mariage d'un équipement électronique particulier, actuellement en cours de mise au point, et de matériaux nouveaux moins onéreux, qui élimineraient sans doute les métaux précieux utilisés jusqu'à maintenant pour fabriquer les couronnes.

Voilà dix ans déjà qu'une équipe travaille sur son projet. Un délai de réflexion qui peut paraître long, mais qui pourtant a été jugé nécessaire par l'inventeur, soucieux de mener à bien ses délicates recherches.

Mais c'est bien sûr !...

On dit souvent que les meilleures idées viennent en dormant, ou pendant des nuits blanches. C'est exactement ce qui est arrivé en 1972, à ce dentiste qui n'était alors qu'étudiant à la faculté de Lyon. Il venait d'avoir une discussion avec des amis sur l'emploi du « sonar », ce merveilleux détecteur utilisé dans la marine pour scruter le fond des océans.

Pour lui, son océan quotidien, c'était les bouches dans lesquelles il commençait à pratiquer ses premières interventions. L'image de la sonde électronique le fascina et le poursuivit toute la nuit. Pourquoi donc ne pas

utiliser à une petite échelle cet instant qu'il mit en chantier fabriquer, par captage d'images assistée par ordinateur, des couronnes à un micron près aux besoins du patient.

Tout n'a pas été facile, loin de là projet, et François Duret sait bien que plusieurs scientifiques, il ne lui a pas été facile de convaincre.

Les rencontres décisives furent celles avec Dumas de la faculté des sciences à Grenoble, puis plus tard, en 1978, à Tours, qui apporta toute sa compétence en matière de digitalisation de l'image.

Malheureusement, les universités ont refusé l'efficacité du procédé. Il fallut alors aller chercher ses confrères grenoblois, le docteur Duret, et que les contacts soient relancés.

Aujourd'hui, la maquette de rêve des éléments de la chaîne ne sonne plus comme un rêve.

C'est la société Thomson — division Instrumentation (Isère), qui en est le concepteur industriel qui acceptera de financer le projet.

L'équipe est optimiste : toutes les étapes de la fabrication traditionnelle ont été réalisées par les Français, ce qui ne doit pas faire oublier en effet que cette méthode est une véritable révolution. Les produits utilisés sont d'origine étrangère, des Etats-Unis, de la Suisse, de l'Allemagne. Ce procédé permet à la région de

Le dentiste du Grand-Lemps (Isère)

Antôt les couronnes et les prothèses es, grâce à une commande ordinateur

Instrument si efficace ? C'est à partir de son projet devenu aujourd'hui réalité : et grâce à une commande de fabrication couronnes ou des prothèses adaptées au patient.

, pour parvenir à la concrétisation de ce projet, ce n'est pas sans l'aide que lui ont apportée plusieurs entreprises qui n'auraient pas été possible d'aboutir.

elles qu'il eut avec le professeur Jacques Duret de Lyon, qui travaillait à l'époque sur le projet, et le professeur Thouvenot, de Grenoble, dont la compétence grâce à ses travaux sur la

aires lyonnais ne crurent pas tous en l'intervention et le dynamisme de l'un des acteurs du projet pour que le projet soit accepté et établi enfin avec les industriels.

est prête, même si toutes les jonctions n'ont pas encore entièrement été réalisées.

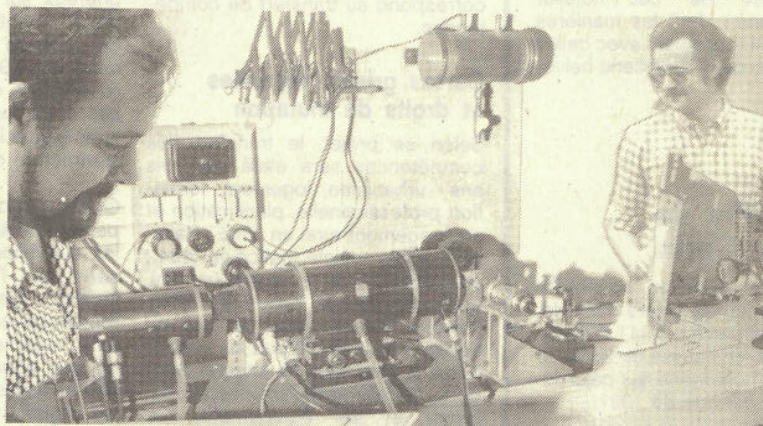
sion tube électronique de Saint-Egrève, et il reste maintenant à trouver les moyens de fabriquer et de commercialiser le produit.

es phases du processus peuvent être constituées un atout énorme. Il ne faut pas que la révolutionnaire ne supprime plusieurs étapes de la fabrication traditionnelle, notamment la prise de l'empreinte, jusqu'à maintenant émanant tous de

intérieur et extérieur, ce qui n'est pas négligeable en cette période de crise, et d'envisager — pourquoi pas — l'installation à plus ou moins long terme à Grenoble d'une structure de formation des futurs dentistes.

Le conseil général de l'Isère et de nombreux locaux ont déjà apporté une aide non négligeable à ce projet ambitieux. Si les conditions futures permettent la constitution d'une équipe de recherche bien structurée, on peut affirmer que les dentistes du futur, mais aussi et surtout leurs clients, n'auront rien à perdre dans cette évolution.

Alain BARRELLE



Top secret. Nous ne verrons pas avant plusieurs jours le matériel mis au point.

La meilleure performance de la Route du Rhum
Marc Pajot a tenu

En Sports

le dauphiné

LE QUOTIDIEN DU SUD-EST

LIBÈRE

Vendredi 26 novembre 1982 - 38^e année - N° 11 811

La Dauphiné Libéré
Rédaction: 10, rue de la République, 38000 Grenoble
Téléphone: 04 77 47 81 00
Fax: 04 77 47 81 01
Bureau: 10, rue de la République, 38000 Grenoble
Téléphone: 04 77 47 81 02
Fax: 04 77 47 81 03

2,80 F
0,90 F suisse

Direction générale
Centre du vote de France
Tél: 04 77 47 81 00
Fax: 04 77 47 81 01
B.P. 103 38000 Grenoble Cedex

NOAH-McENROE

Le grand choc d'entrée



14 h 30



Sous le regard du président français Philippe Chatrier, du juge arbitre international et du capitaine d'une équipe, Hubert Dubedout, le président américain Marvin Richmond va tirer le nom de Mc Enroe.

A LA FIN
DE CE
NUMÉRO

Un
supplément
exceptionnel

Pourquoi
ne pas
espérer ?

Grenoble
se souvient
des Jeux...

En Sports, les articles de notre équipe mobilisée au prisme des Sports

RENAULT VÉHICULES INDUSTRIELS
Un nouveau P.-D. G.
après la démission de M. Zannotti

En page 2

QUARTÉ 18 20 12 11
Dans l'ordre 90 744 F
En désordre 7 562 F
Rapports pour 5 francs

L'essence pourrait baisser

Les prix du gazole et du fuel vont augmenter en France le 10 décembre tandis que ceux de l'essence devraient baisser.

Si le dollar (lamure à son niveau actuel) aux environs de 7,25 F, l'essence ordinaire et le super pourraient baisser de 1 à 2 centimes. Les nouveaux tarifs maxima en région parisienne pourraient alors être de 4,76 à 4,78 F pour le super et de 4,47 à 4,48 F pour l'ordinaire.

En revanche le gazole et le fuel domestique vont augmenter du maximum autorisé, soit 6 centimes par litre.

Cette baisse probable... il faudra attendre le début du mois prochain pour connaître avec certitude les nouveaux tarifs pétroliers... reflète le fléchissement des cours des produits pétroliers observés sur les marchés européens.

CACHE-CACHE 82

Il n'est pas trop tard pour participer à notre grand concours de 90 millions de centimes de prix.

Au 1^{er} un studio à Neuchâtel (Suisse) d'une valeur de 21 millions de centimes.

Chaque concurrent peut participer autant de fois qu'il le desire. Il suffit pour cela de demander à nos distributeurs, les rassemblements de bons de la collection complètes 100 F.

SOMMAIRE

■ U.N.E.D.I.C.

Le décret modifiant les conditions d'indemnisation des chômeurs et des préretraités est publié, avec quelques modifications de dernière minute.

En page 2

■ Région

Au 30^e Congrès des économies régionales, les comités d'expansion doivent adapter leur action face à la décentralisation et à la planification.

Page 2

■ Rigueur

Dans une interview publiée par « Le Monde », le président Mitterrand a mis l'accent sur la nécessité de l'effort, et des sacrifices, qui, selon lui, devraient se poursuivre durant deux années.

En page 3

■ Meurtrier

Le « meurtrier du métro » qui avait poussé un vieillard sous une rame à la station Saint-Germain des Prés a été arrêté. C'est un réfugié laotien qui avait été soigné en psychiatrie.

En page 3

■ G.A.T.T.

Agriculture, échanges bancaires, rien de concret n'a été résolu hier à la conférence du G.A.T.T. à Genève toujours aussi discordante.

En page 4

■ Mitterrand

Le Proche Orient a constitué hier encore le thème des entretiens au Carre du président Mitterrand et du président Mubarak qui s'en sont entretenus dans une conférence de presse commune.

En page 4

EXCLUSIF

L'invention d'un dentiste du Grand-Lemps (Isère)

On fabriquera bientôt les couronnes et les prothèses en quelques minutes, grâce à une commande ordinateur

C'est une véritable surprise qui attend aujourd'hui le Congrès international de l'association dentaire française, réuni depuis mardi à Paris. L'invention d'un chirurgien dentiste de la région grenobloise, tenue jusqu'à présent secrète même dans les milieux professionnels, risque en effet de remettre en cause, en grande partie, dans les années à venir, le pratique d'une profession où l'artisanat a tenu encore une place de choix. En mettant au point une méthode de fabrication très rapide des couronnes et des prothèses sur ordinateur, le docteur Durst ouvre la voie au développement d'activités nouvelles dans la région et plusieurs grandes entreprises françaises pourraient bénéficier.

La « trouvaille » de ce dentiste de 35 ans, installé depuis 1974 au Grand-Lemps (Isère), implique en effet le mariage d'un équipement électronique particulier, actuellement en cours de mise au point, et de matériaux nouveaux moins onéreux, qui élimineraient sans doute les métaux précieux utilisés jusqu'à maintenant pour fabriquer les couronnes.

Voilà dix ans déjà qu'une équipe travaille sur son projet. Un délai de réflexion qui peut paraître long, mais qui pourtant a été jugé nécessaire par l'inventeur, soucieux de mener à bien ses délicates recherches.

Mais c'est bien sûr !...

On dit souvent que les meilleures idées viennent en dormant, ou pendant des nuits blanches. C'est exactement ce qui est arrivé en 1972, à ce dentiste qui n'était alors qu'étudiant à la faculté de Lyon. Il venait d'avoir une discussion avec des amis sur l'emploi du « sonar », ce merveilleux détecteur utilisé dans la marine pour scruter le fond des océans.

Pour lui, son acouït quelconque, c'était les bouches dans lesquelles il commençait à pratiquer ses premières interventions. L'image de la sonde électronique le fascina et le poursuivit toute la nuit. Pourquoi donc ne pas

utiliser à une petite échelle cet instrument si efficace ? C'est à partir de cet instant qu'il mit en chantier son projet devenu aujourd'hui réalité : fabriquer, par captage d'images et grâce à une commande de fabrication assistée par ordinateur, des couronnes ou des prothèses adaptées au micron près aux besoins du patient.

Tout n'a pas été facile, loin de là, pour parvenir à la concrétisation de ce projet, et François Durst sait bien que sans l'aide que lui ont apportée plusieurs scientifiques, il ne lui aurait pas été possible d'y parvenir.

Les rencontres décisives furent celles qu'il eut avec le professeur Jacques Dumas de la faculté des sciences de Lyon, qui travaillait à l'époque sur la laser à rubis, puis plus tard, en 1976, avec le professeur Thévenaz, de Tours, qui apporta toute sa compétence grâce à ses travaux sur la digitalisation de l'image.

Malheureusement, les universitaires honoraire ne furent pas tous en l'efficacité du procédé. Il fallut l'intervention et le dynamisme de l'un de ses confrères grenoblois, le docteur Ternaux pour que le projet soit relancé, et que les contacts soient établis entre les industriels.

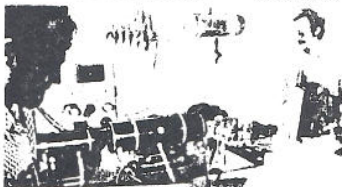
Aujourd'hui, la maquette de rêve est prête, même si toutes les jonctions des éléments de la chaîne ne sont pas encore entièrement réalisées. C'est la société Thomson - division tube électronique de Saint-Etienne (Isère), qui en est le concepteur, et il reste maintenant à trouver les industriels qui accepteraient de fabriquer et de commercialiser le produit fini.

L'équipe est optimiste : toutes les phases du processus peuvent être réalisées par les Français, ce qui constitue un atout décisif. Il ne faut pas oublier en effet que cette méthode révolutionnaire suppose plusieurs étapes de la fabrication traditionnelle des couronnes, notamment la prise d'empreinte. Les produits utilisés jusqu'à maintenant émanant tous de l'étranger, des États-Unis, de la Suisse et de l'Allemagne, en particulier. Ce procédé permet à la région de se lancer à la conquête du marché

intérieur et extérieur, ce qui n'est pas négligeable en cette période de crise, et d'envoyer - pourquoi pas - l'installation à plus ou moins long terme à Grenoble d'une structure de formation des futurs dentistes.

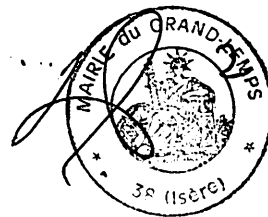
Le conseil général de l'Isère et de nombreux locaux ont déjà apporté une aide non négligeable à ce projet ambitieux. Si les conditions futures permettent la constitution d'une équipe de recherche bien structurée, on peut affirmer que les dentistes du futur, mais aussi et surtout leurs clients, n'auront rien à perdre dans cette évolution.

Alain BARRELL



Top secret. Nous ne verrons pas avant plusieurs jours le matériel mis au point mais on remarque à quelques années en arrière : le docteur Durst (à droite), et le professeur Dumas commençant leurs travaux à Lyon en 1972 devant le laser à rubis.

26/11/82



Notre métier évolue lentement depuis deux siècles, pour nous offrir sa forme actuelle : nous avons transformé les fondements d'un Black et d'un Fauchard avec un perfectionnisme que rien n'a su troubler. Tout pourrait continuer ainsi en toute tranquillité indéfiniment. Mais voilà : la science évolue. Elle a évolué avec une telle rapidité, lors de ces cinquantes dernières années, que notre retard n'a jamais pût être comblé. Les limites dans l'intolérable ont été atteintes, en ce qui nous concerne, pour la dignité de notre profession. Rien ne peut continuer à évoluer en marge des réalités scientifiques actuelles. C'est pour cette raison qu'il nous semble nécessaire de tenter d'écrire, aujourd'hui, ce premier essai.

Commençons donc par nous rappeler de Persson : "Matière ou esprit, la réalité (...) se fait ou se défait mais n'est jamais quelque chose de fait. Préoccupée par la nécessité de l'action, l'intelligence, comme les sens, se hâte à prendre de loin en loin sur le devenir de la matière des vues instantanées donc irrobiles." Serions-nous dans la situation actuelle de nos connaissances, si nous avions su, dès le départ, nous mettre au diapason de la science ? Non. Et notre constat est celui de l'échec.

Avant toute tentative de proposition pour une nouvelle méthodologie de travail et de pensée, il nous semble nécessaire de comprendre les causes de cet échec.

Le positivisme avec lequel l'axe de notre recherche est déterminé, est la raison essentielle de cet échec. Nous nous acharons à vouloir maintenir une identité unique entre la réalité de la science et notre métier, comme nous le ferions entre nature et raison. Ce dogmatisme est non seulement maintenu, mais amplifié dans nos centres de recherche, par l'analyse de l'aspect cellulaire des différents secteurs. Dogmatisme qui entretient l'idée d'un "tout" scientifique fini, qui par conséquent s'ébranle sur ses propres bases, lorsqu'une nouvelle découverte veut s'y insérer. Nous relierons entre eux quelques phénomènes épars, de façon parfaitement arbitraire, et en cela nous ne faisons qu'une preuve : celle de notre empirisme. Nous sommes enfermés dans ce positivisme dangereux, par l'héritage de nos pairs et le scepticisme de nos recherches.

Notre pensée "recherche" est donc construite à l'inverse de ce que souhaitait dès 1935, notre maître Einstein : "Je considère comme dépourvu d'importance, le fait que les grandeurs atomiques, l'on ne puisse faire de prévisions aussi précises que l'on veut, et je pense qu'une théorie ne peut être le produit de résultats d'observations, mais peut seulement être celui de l'invention!".

Nous sommes loin de l'idée selon laquelle la théorie décide de l'observation. La notion de prudence est trop souvent invoquée. Le fondamental scientifique n'est pas suffisamment séparé de la sensation. Dans certaines de nos universités, d'aucuns n'hésitent pas à condamner cette séparation! Notre action n'est que soumission à l'expérience. De ce fait, abstractions et fausses découvertes effectuées à partir d'observations déjà faites, s'en trouvent fort encouragées.

La théorie nous pousse à réunir des observations, et le jugement que fait notre raison n'est qu'un jugement probable. Sa probabilité tient d'une part à la simplicité de la formulation théorique, d'autre part au nombre de faits, ou groupes de faits, que nous relierons entre eux. L'histoire de la dentisterie se résume à la simplicité de la formule théorique. Les liaisons qu'elle gère sont devenues habitudes immuables dans notre recherche. Pourtant l'histoire de la dentisterie pèse lourd en recherches, mais hélas, étouffées dans l'oeuf et enfermées dans cette tour d'ivoire, protection de nos pairs, qui en sont les fervents défenseurs.

Nous ne savons que compliquer les formulations de base, et notre théorie devient de moins en moins probable. Elle finira par s'écrouler. Exemple probant : observations faites avec N matériaux au lieu de garder un seul axe qui tient compte des données antérieures. On modifie N techniques sans les expliquer. On s'éloigne de la source vitale. Nous sommes en plein dogmatisme.

Mais laissons plutôt là la critique pour proposer un plan général d'étude. Notre but : soigner la dent ; notre technique : celle d'aujourd'hui. L'empreinte optique nous est apparue comme un fait intéressant, puisqu'elle coiffe l'ensemble de notre travail, comme il en est des rayons X pour les radiologues. Et nous sommes, là encore, obligés de reconnaître que notre point de départ n'a pas été l'expérience. Ou alors, il ne pourrait s'agir que d'une expérience que nos philosophes qualifieraient d'imaginaire. Connaissance de certains faits, ajoutée à la confiance que nous accordons aux principes théoriques

qui s'y appliquent, et voilà nos têtes occupées à provoquer résultats et échecs. Les partisans de l'expérimental, fleur de notre université, vont se gausser de ce fait ! Mais nous ne sommes pas les premiers à faire ce genre de choses en prémice d'une expérimentation (de l'ère historique des Sciences). Seul un facteur économique nous pousse à ce recours aujourd'hui. Il faut avouer que c'est un merveilleux qui nous fait éviter agréablement un scientisme dogmatique. Nous en profitons sans fausse pudeur.

Nous partirons de l'expérimentation imaginaire, pour aller du fait scientifique à l'élaboration d'une théorie. Nous suivrons pour ce faire, les directives de V.M. O'NEILL : "Le fait scientifique est construit en ce qu'il est dépendant de l'élaboration théorique, c'est à dire à la fois de son interprétation et des relations qu'il entretient avec d'autres faits au sein d'un système cohérent et non contradictoire".

1) Le fait scientifique doit s'intégrer à une construction intellectuelle et à un ordre rationnel : le fait est la connaissance de forme. La construction s'appliquera à chaque étape de notre exercice professionnel : il s'agira donc d'une construction rationnelle.

2) Les faits scientifiques ne sont pas isolés. Les physiciens connaissent très bien l'empreinte optique, et vouloir l'associer à notre métier est une évidence, que seuls peuvent s'aventurer à nier "les ignorants provisoires".

Chaque secteur de notre travail sera étudié sans ménagement. Nous saurons profiter du fait qu'aujourd'hui rien ne peut nous empêcher de formuler notre pensée. La cause de l'échec, évoquée de façon générale dans ce premier chapitre, sera analysée secteur par secteur. Nous garderons ainsi l'aspect universitaire et nous en viendrons à le condamner. Notre but sera atteint, lorsque nous formulerons une nouvelle possibilité d'enseignement et de recherche partant d'un principe d'une idée générale et

II - ANALYSE UNITAIRE.

2.1. Caractéristiques.

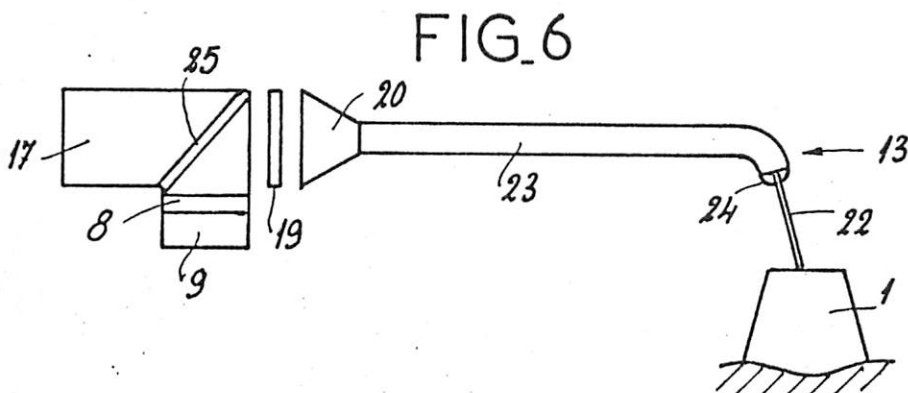
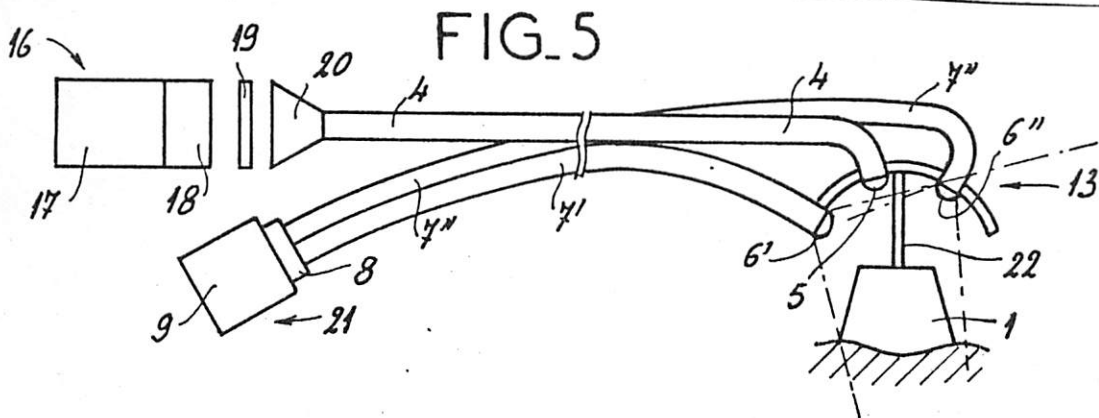
Le système maquette se compose :

- d'une source de 150 W
- d'une fibre transmetteuse de lumière et conductrice d'images
- de deux trames de 100 ou 50 μ de pas
- de deux optiques ayant 30° ou 40° d'ouverture.

La mise au point optique de l'appareil sera réalisée sur un plan de référence situé à une distance connue du centre optique de l'appareil.

Deux systèmes identiques reliés entre eux par un support adaptable en bouche permettent de visualiser à la fois la face vestibulaire et la face linguale de la dent.

En outre, un pointeau avec plan de repérage permettra de situer avec beaucoup de précision la distance D (voir plus loin).



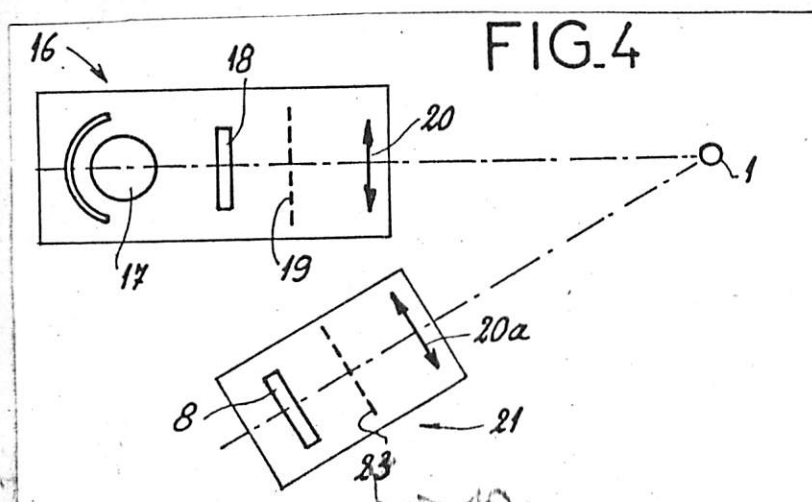
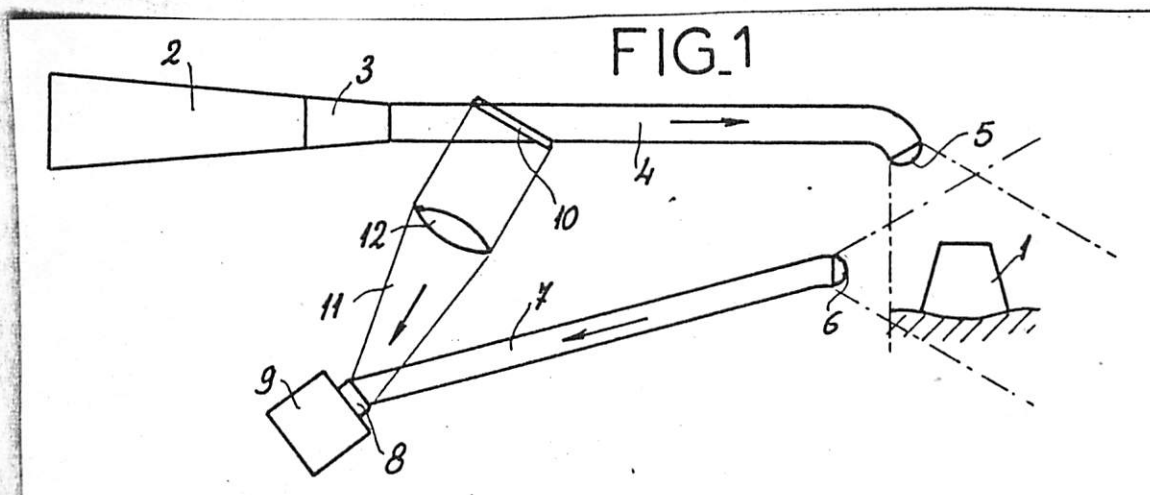
2.2. Emission.

2.2.1. La source.

La source de lumière est une LUX 150 de FOPT.

Nous avons choisi cette méthodologie en lumière non cohérente pour des raisons pratiques. En vérité, nous savons que la source peut être cohérente ou non cohérente. Dans ce deuxième cas, elle devra être d'une longueur d'onde différente de la teinte trouvée en bouche. Nous préférons travailler dans le vert. Cette couleur est inexistante en milieu buccal (absence de reflets) et assez efficace au niveau de la matrice analyseur d'images.

En lumière cohérente, la précision sera meilleure. Si le support optique est plus simple, la mise en fonctionnement et l'entretien sont plus complexes. Le fait qu'une précision de 50 μ suffise, nous ne développerons pas cette technique au début. Il est certain que d'ici une dizaine d'année, nous nous tournerons vers cette nouvelle technologie.



2.2.2. Fibre d'éclairage.

Il s'agit d'un cable double gaine métallique de diamètre de fibre 2 fois 4 mm sur une longueur de 1200 mm.

Elles sont équipées

- d'1 trame DTE 4,45, pas 100 μ ou 50 μ
- de 2 condensateurs optiques équipés de 2 doublet
- d'1 prisme à réflexion totale déviation 90°
- d'un système optique ayant 30° d'ouverture
F 4 ou 4,5 mm.

2.3. Système de reprise d'images.

Il se compose de fibres conductrices d'images, diamètre 15 à 18 μ , ordonnées en section 3 x 3 mm et d'une longueur de 1000 mm.

Le système optique comporte :

2.3.1. côté prise d'images

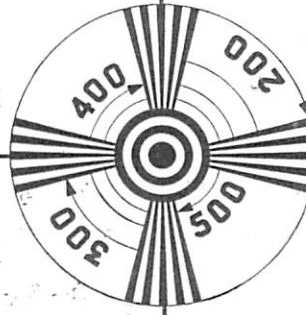
1 objectif composé de deux doublets, prisme à réflexion totale, déviation 90° et d'angulation 30° ou 40°.

2.3.2. Côté restitution d'images

- 1 trame DTE, diamètre 4,45 au pas de 100 ou 50
- 1 objectif composé de 2 doublets
- 1 monture C

2.4. Conversion analogique digitale de l'image.

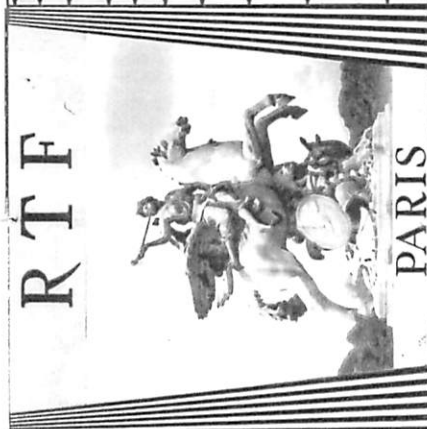
Nous utilisons un photosenseur matriciel à transfert de charges (CCD) type THX 311 35. Ce photosenseur est relié à une carte d'évaluation THX 1038 et une carte logique THX 1042.



300 350 400
|||||
450 500 550
|||||

300 350 400
|||||
450 500 550
|||||

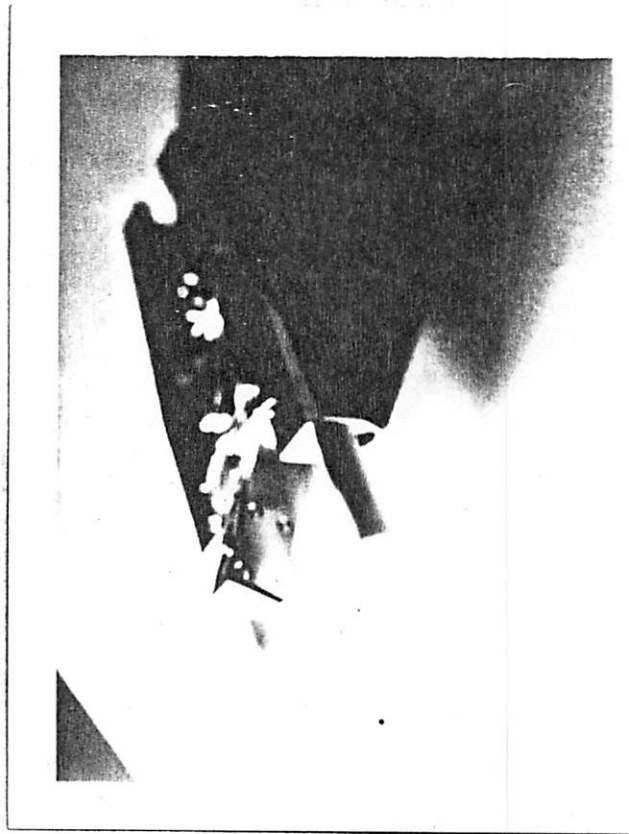
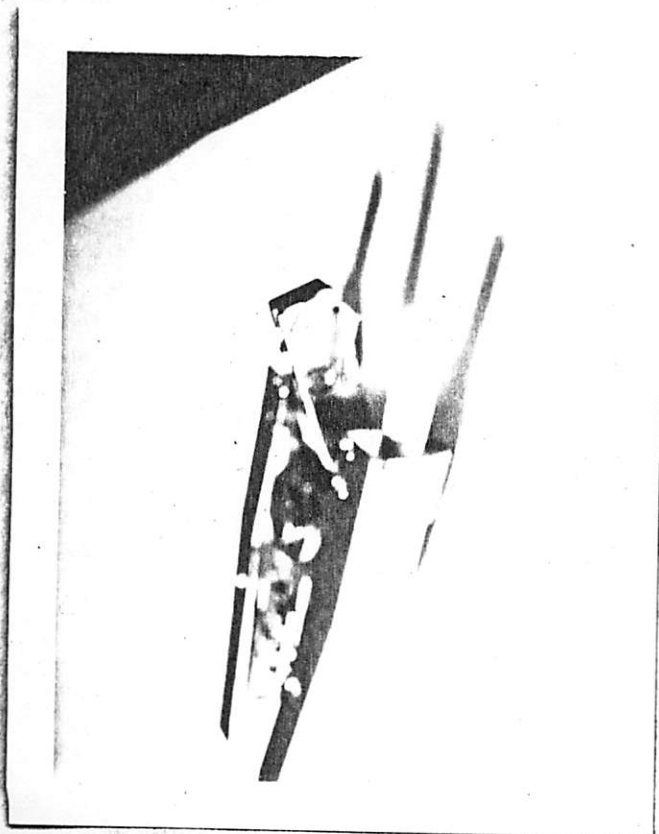
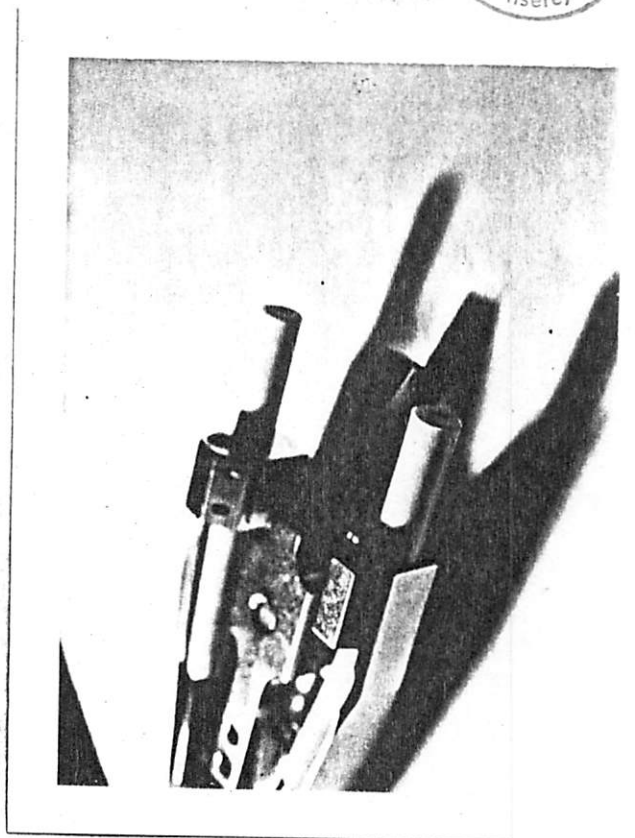
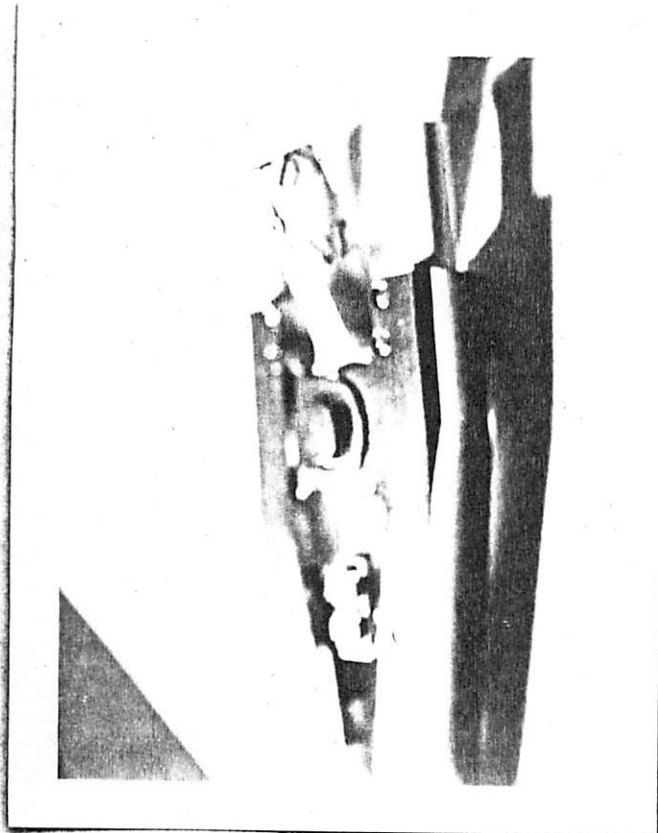
900
800
700
600
550
500
450
400
350
300



900
800
700
600
550
500
450
400
350
300

300 350 400
|||||
450 500 550
|||||

600 650 700
|||||
750 800 850
|||||

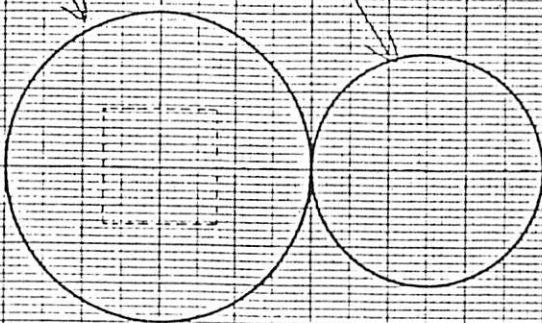


Echelle 5

profil

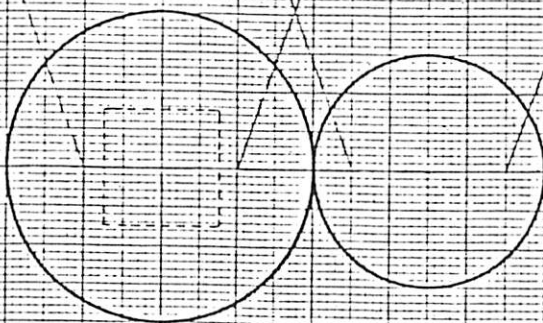


$\phi 3$



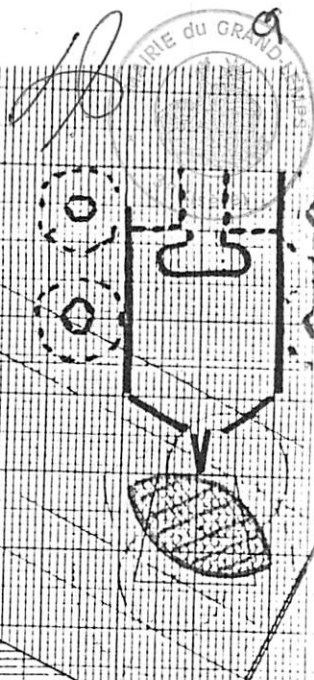
$\phi 6$

40°



40°

12mm

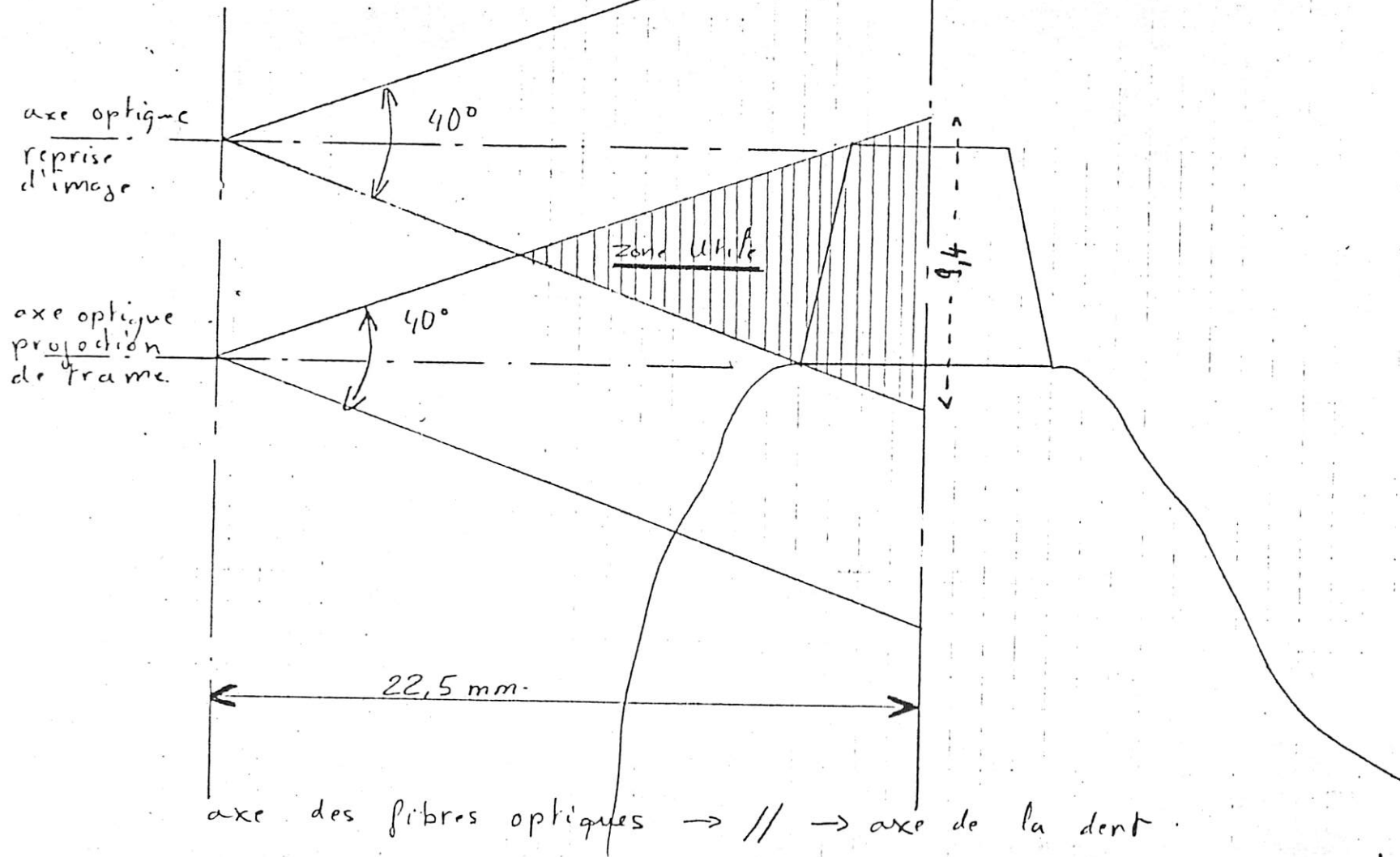


21/6/82

Perelli

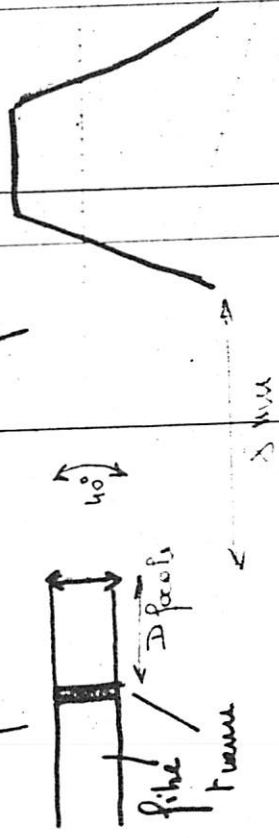
les deux axes optiques
doivent être parallèles.

Position des champs
Optique des fibres
d'éclairage et d'analyse.

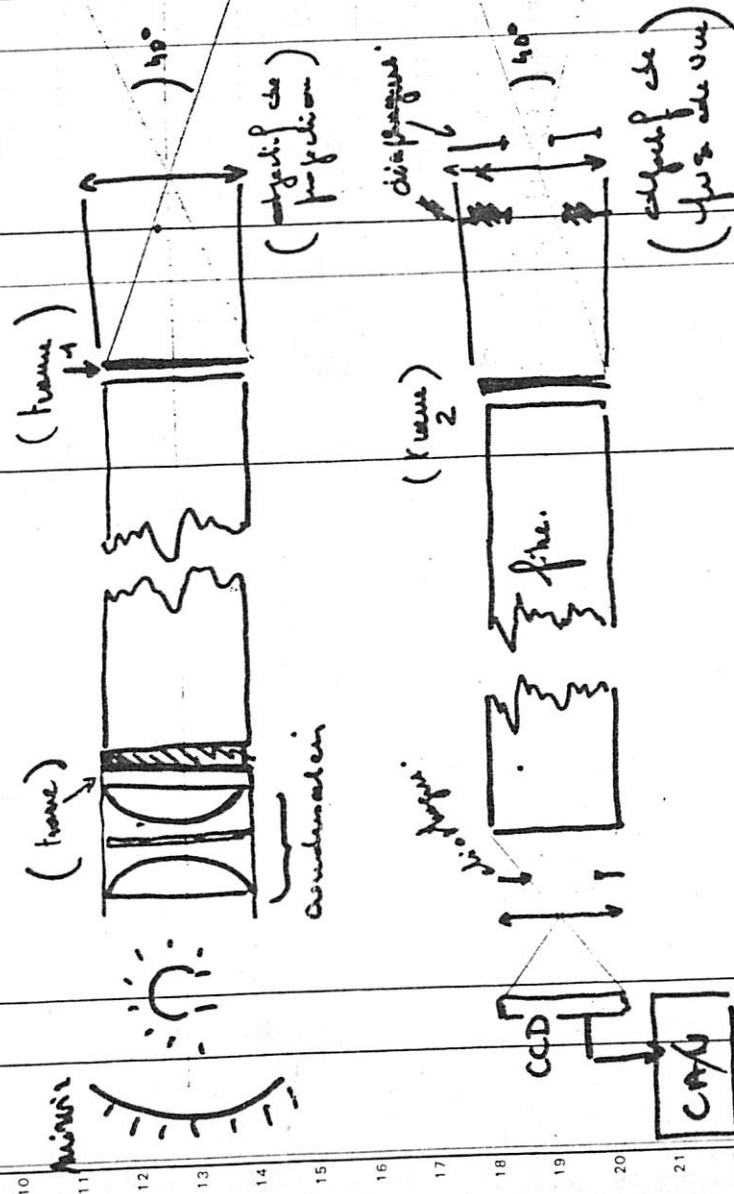


Position de la laine

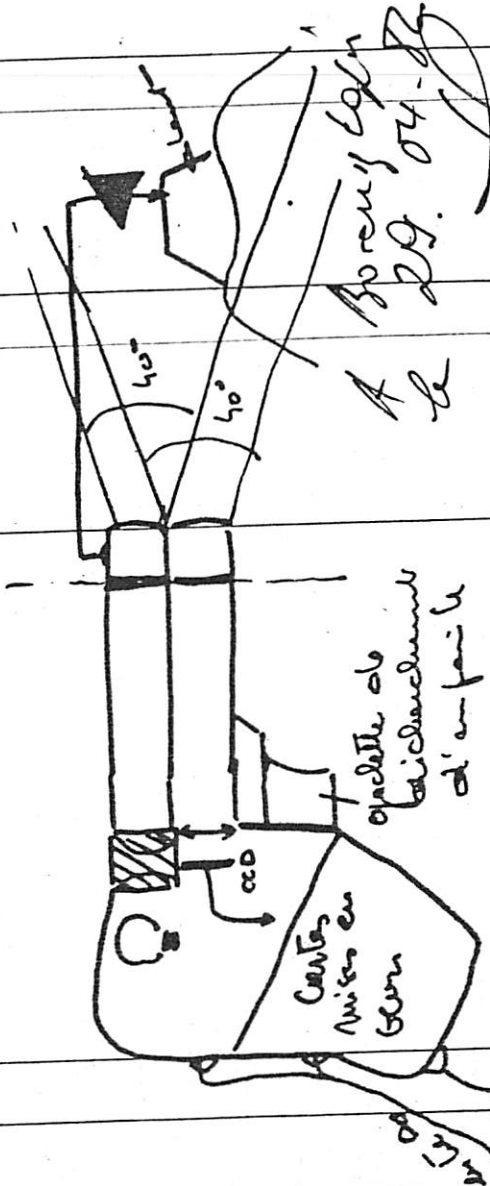
les 2 laines doivent être placées exactement dans la position de l'oblique du bout du fil.



Place générale du mouton



Plan des laines



Cartes en vison en Gou
craquelée de
baichauds
d'an facile

A Borey, 29.04.23
le 29.04.23

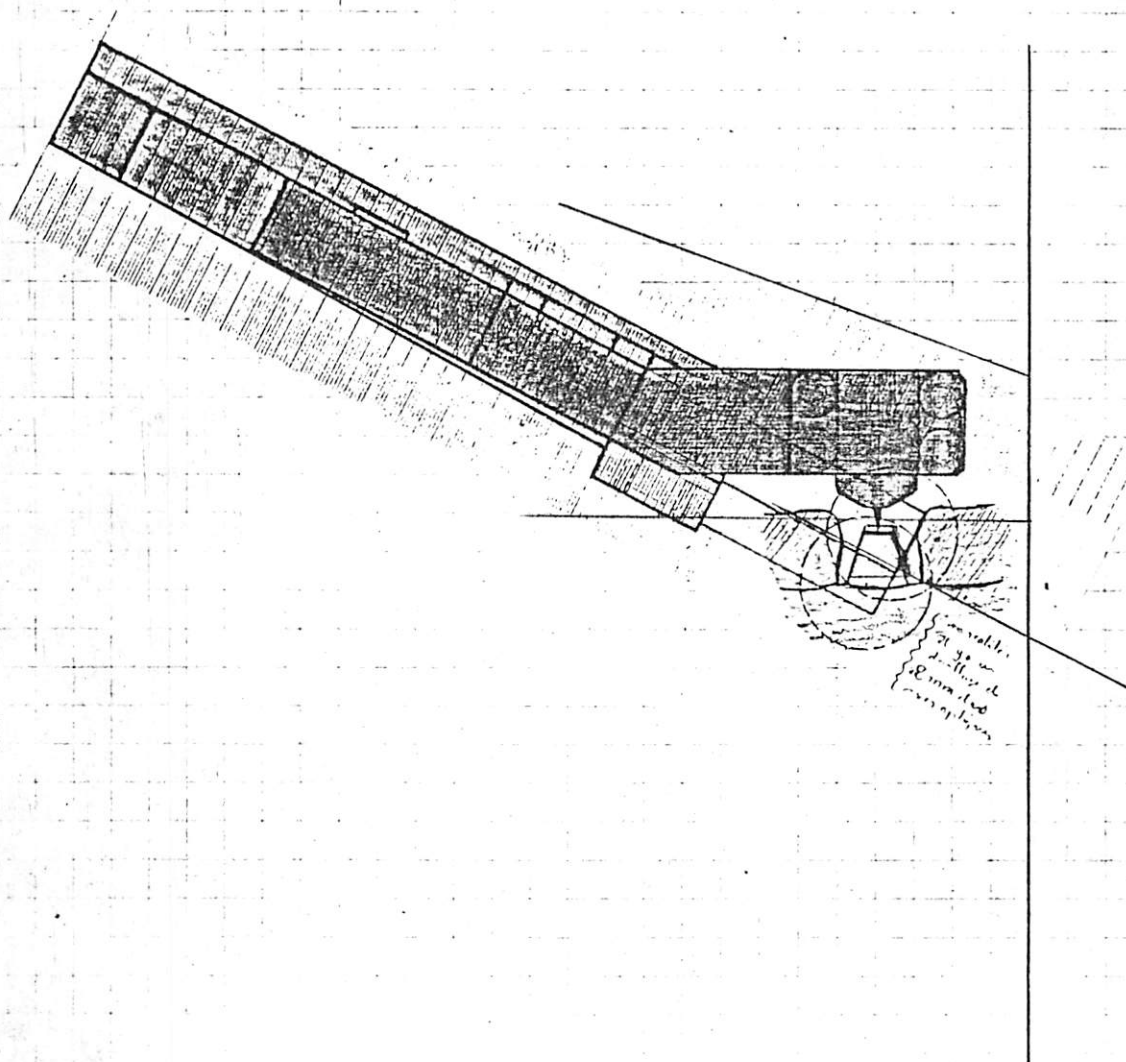
Solent



Détection de forme :

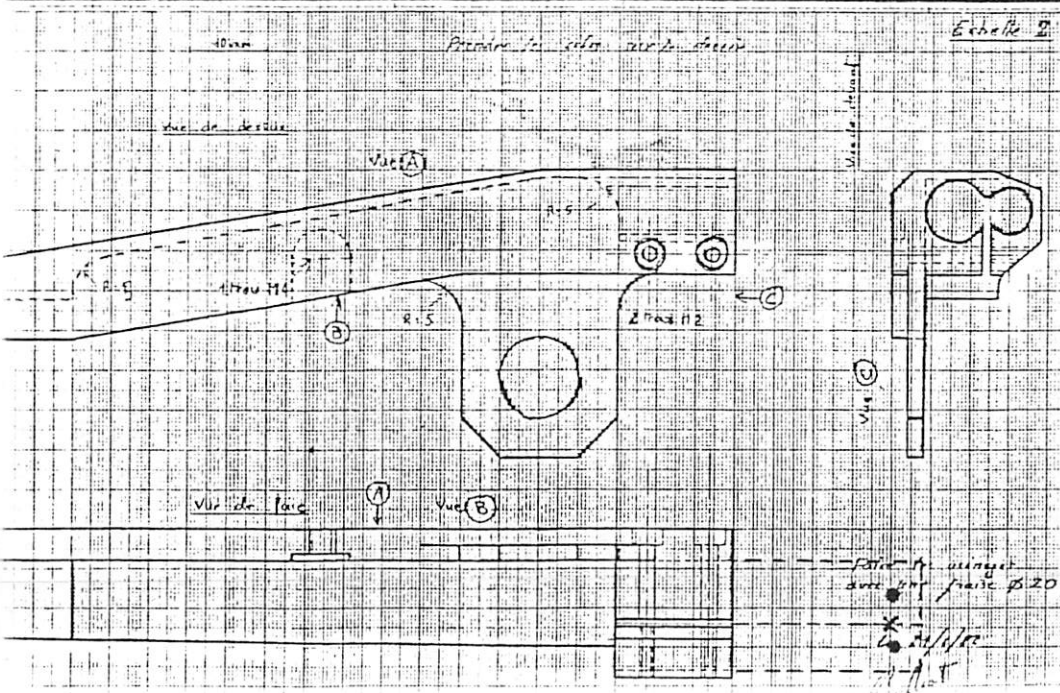
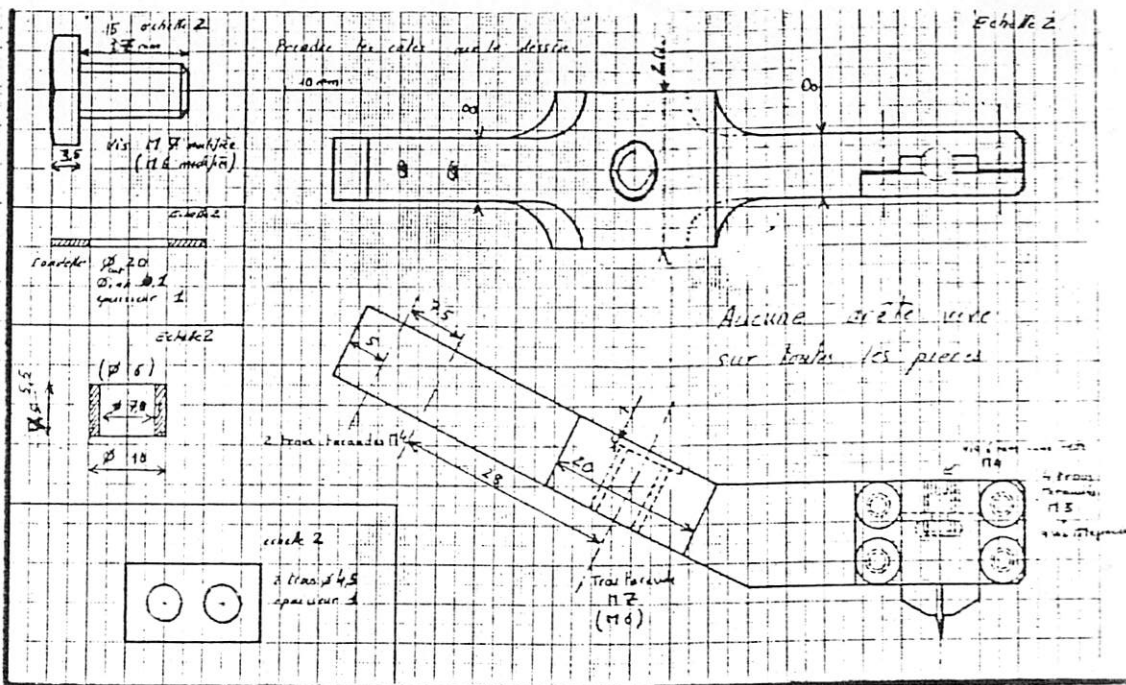
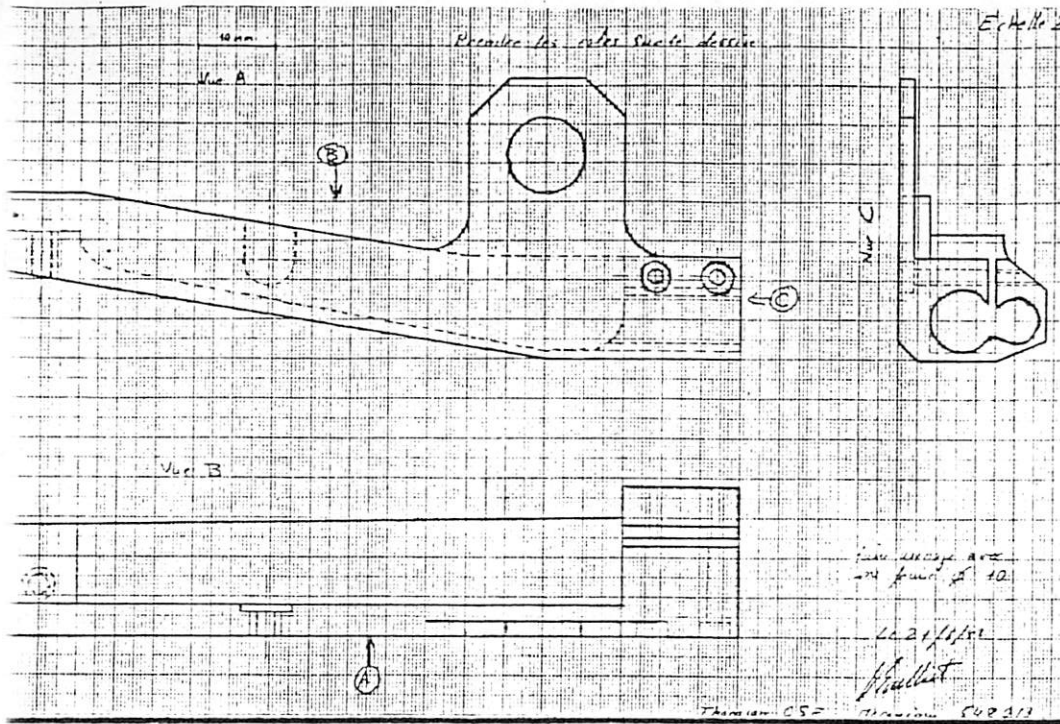
Position de l'appareil en bouche.

Echelle 1



Mécanique.

Pauliat



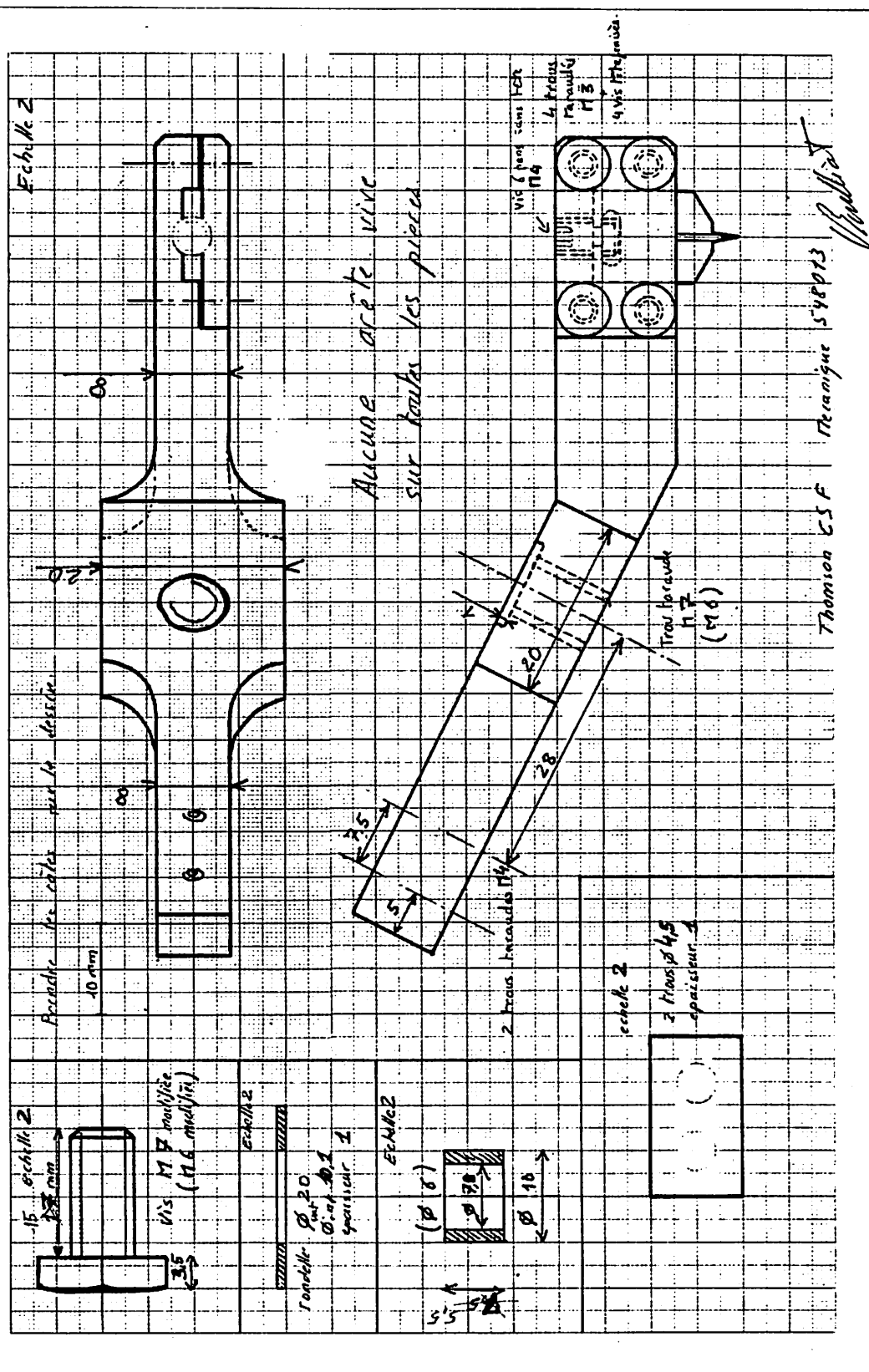
THOMSON. C.S.F. : DTE : TDI

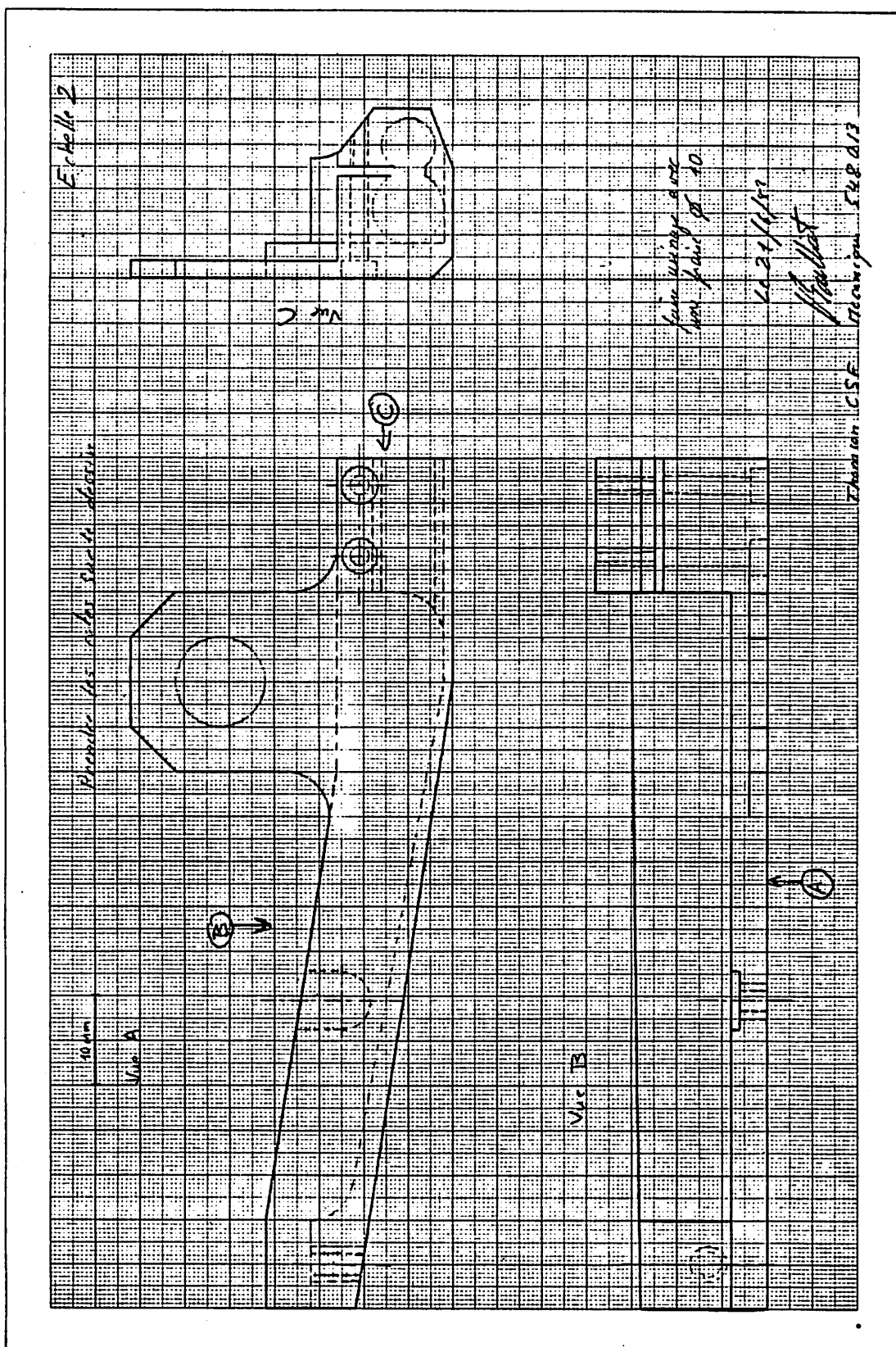
Mecanique 548 013 le 21/6/82

detection de forme : Affaire DURET

16.21/1981







Echelle 2

Prendre les vues sur le dessin

10 mm

Vue de dessus

Vue (A)

R 0.5

1 trou M4

(B)

R 1.5

2 trous 12

(C)

Vue de face

(A)

Vue (B)

Vue (D)

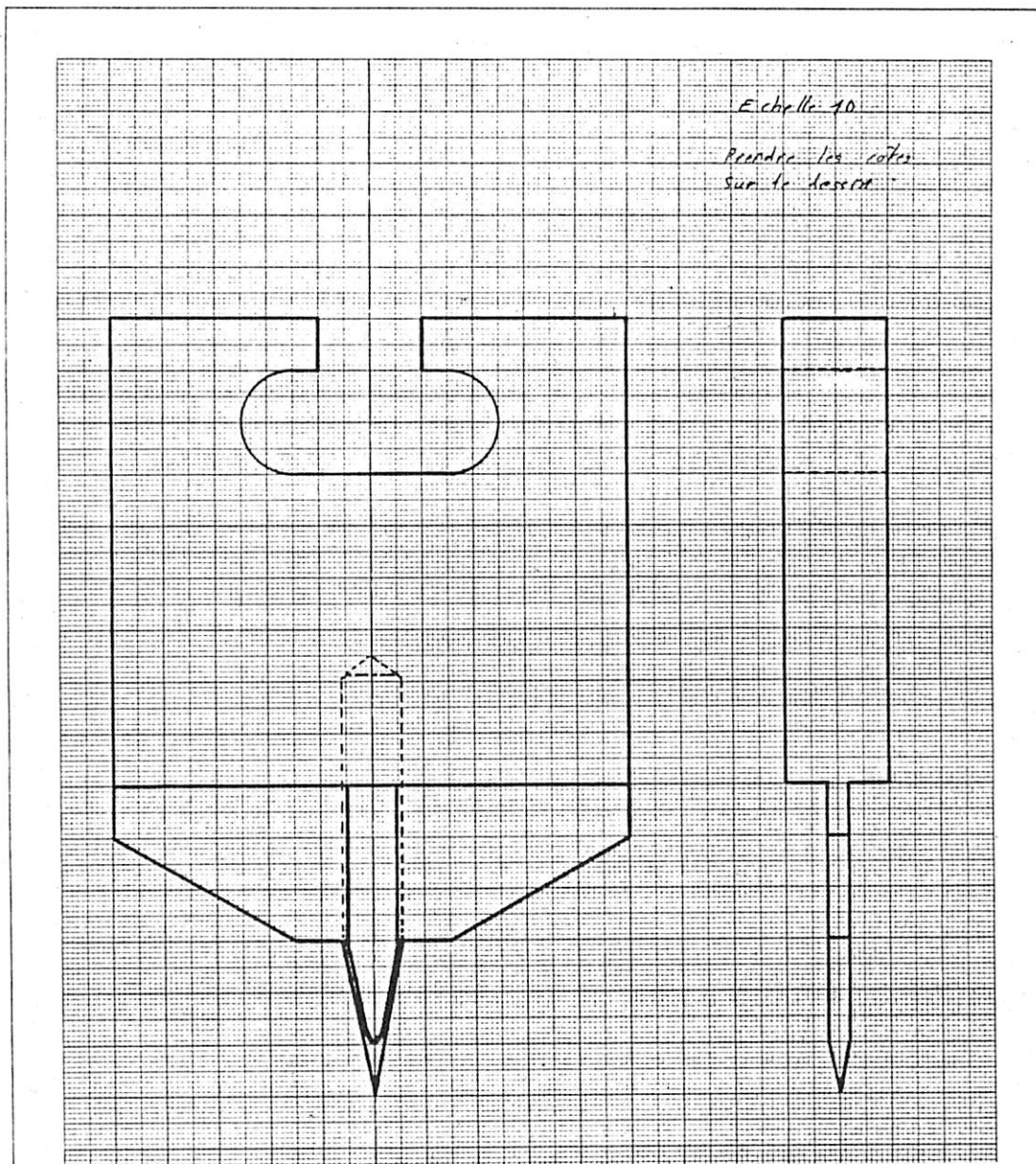
Vue de devant

Faire les usinages avec une fraise Ø 20

Le 27/6/82

J. P. L.

Thomson CSE Mécanique 548013



Pointeau support Echelle 10
Thomson C. S. F. Mécanique 548013
Le 1-6-82

Boullier

Echelle 2

Boîtier de rotor sans clé

10mm

Vue de dessus

Vue (A)

1 trou M4

2 trous M2

R=5

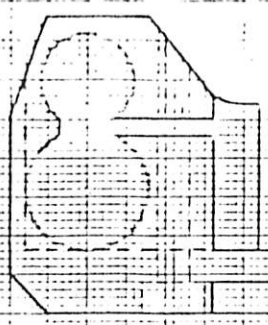
(B)

Vue de face

Vue (B)

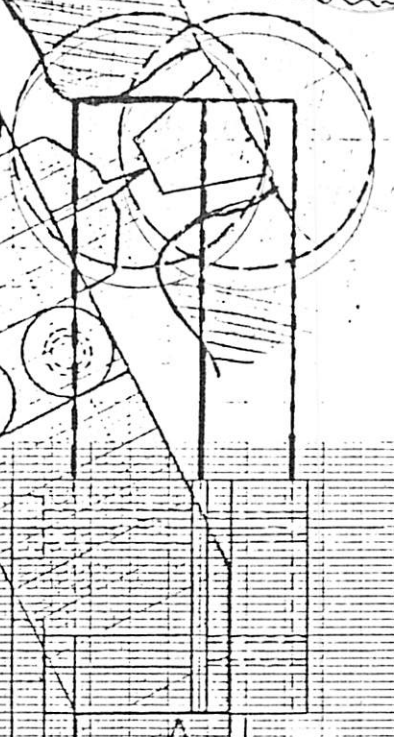
Vue (C)

Vue de dessous

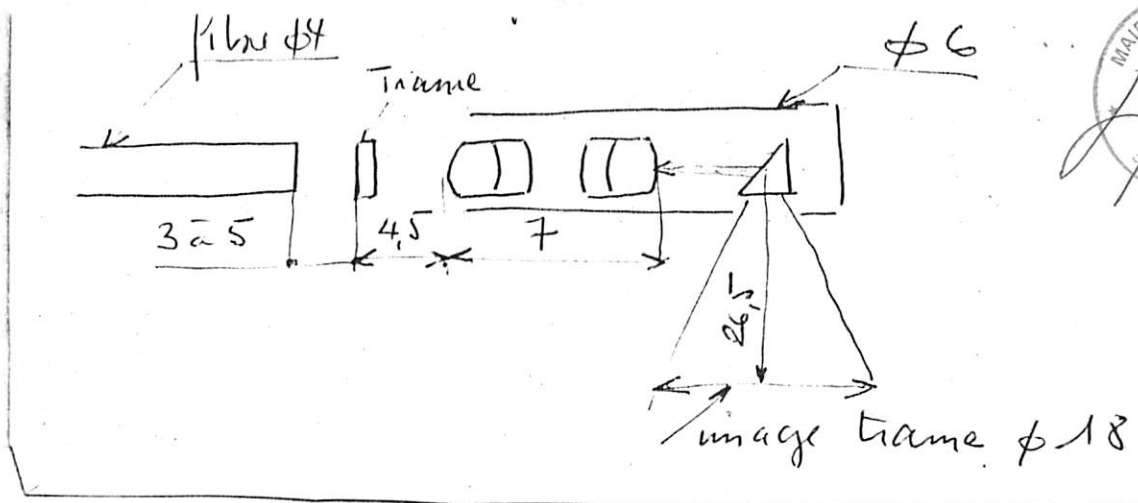


(C)

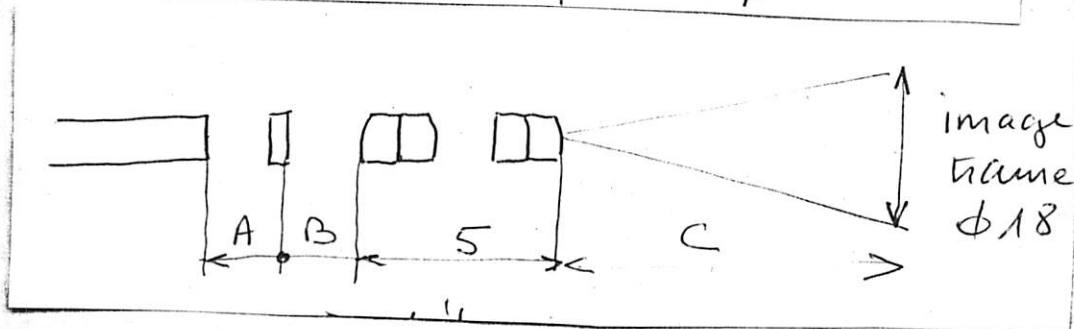
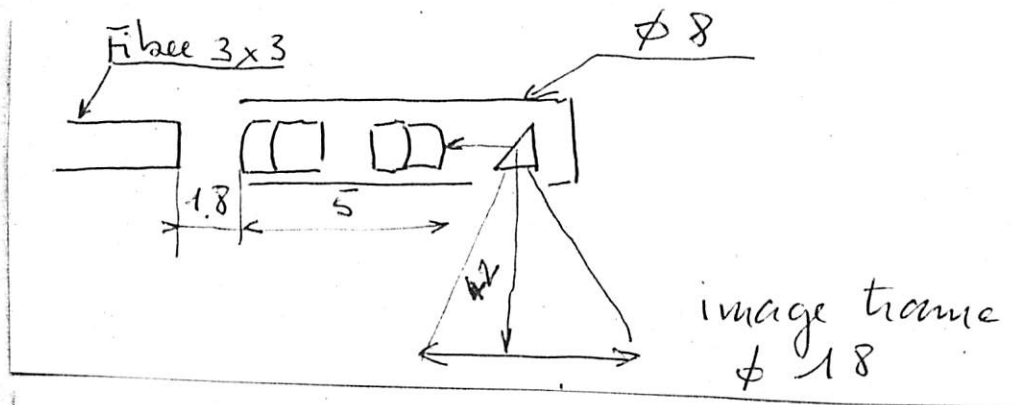
(A)



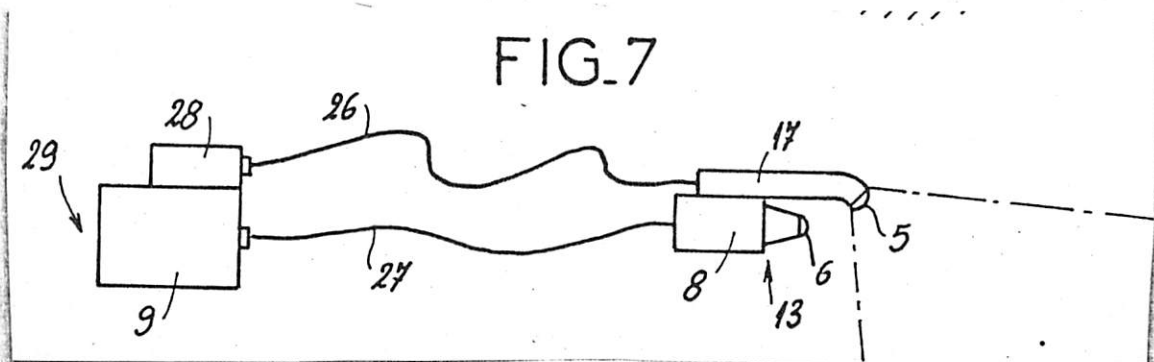
Thomson CSF



proposition

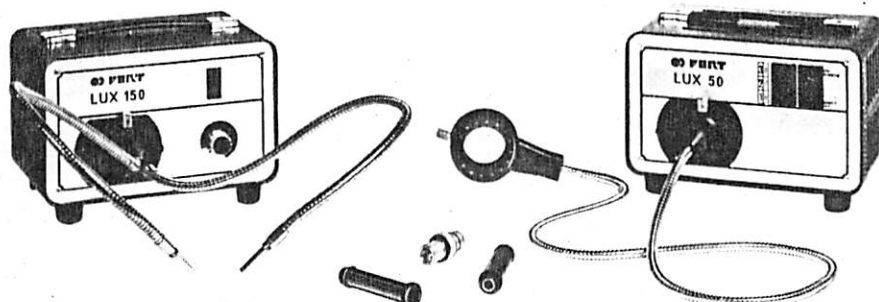


Reaction



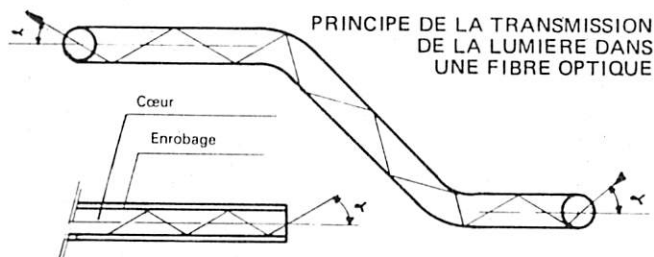
montage isolé

La Société FORT a développé de nouveaux systèmes d'éclairage froid et anti-déflagrant grâce à l'utilisation des derniers types de fibres associées à de nouvelles lampes halogènes améliorant ainsi l'intensité et la couleur de l'éclairage.



APPLICATIONS

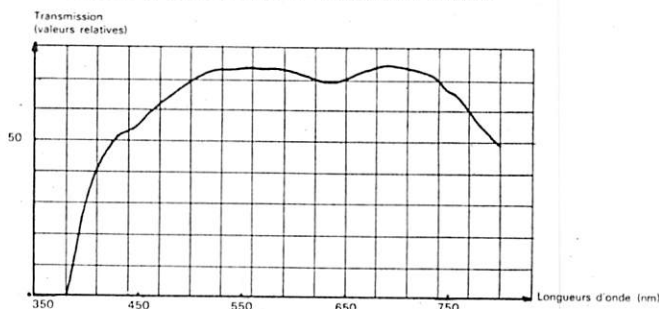
Eclairage froid et anti-déflagrant de plages de travail, de postes de soudage de transistors, de micro-circuits et micro-mécanismes, éclairage médical, éclairage de microscope, stéréoscope, loupe binoculaire, projecteur de profil, etc.



CARACTERISTIQUES DE LA FIBRE OPTIQUE DE BASE

Matière cœur et enrobage : verre. Diamètre extérieur : 50 μ .
Diamètre cœur : 45 μ . Angle d'ouverture : 66°. Atténua-
tion à 840 nm : 450 à 500 dB/km.

EMISSION SPECTRALE EN SORTIE DE FIBRES



GENERATEUR DE LUMIERE

Lux 50

Puissance : 50 Watts
Alimentation : 220-240 Volts
50-60 Hertz
Dimensions : 230 x 160 x 155
Masse : 3,9 kg
Réglage intensité : 3 positions
Fusible de rechange : réf. F50
Lampe de rechange : GXP5008

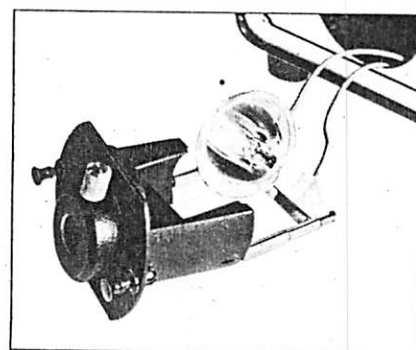
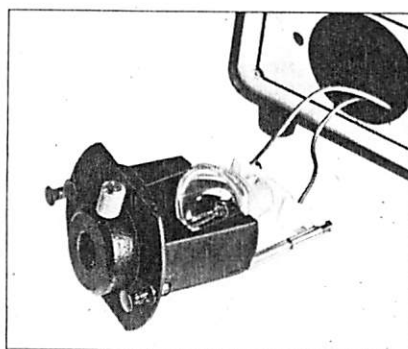
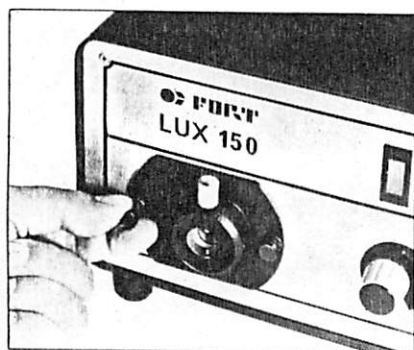
Lux 150

Puissance : 150 Watts
Alimentation : 220-240 Volts
50-60 Hertz
Dimensions : 230 x 160 x 155
Masse : 4,4 kg
Réglage intensité : en continu
Fusible de rechange : réf. F150
Lampe de rechange : GXP15015

CHANGEMENT DE LA LAMPE

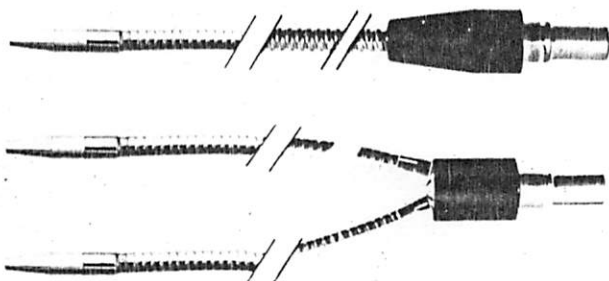
- 1 - Tirer les 2 boutons situés de chaque côté de l'embout et sortir le bloc ainsi libéré.
- 2 - Tirer la douille porte-lampe vers l'arrière et la faire basculer.

- 3 - Remplacer la lampe usagée par une lampe neuve (fixation par broches) et remettre l'ensemble douille lampe en place par encliquetage.
- 4 - Remplacer le bloc et le fixer par pression sur les 2 boutons.



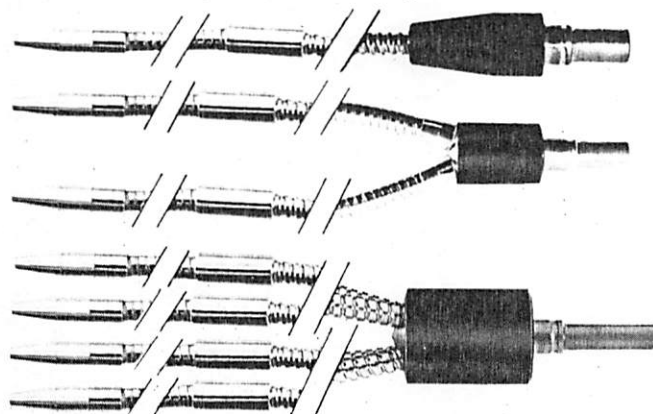
CABLES D'ÉCLAIRAGE ET ACCESSOIRES

• Câble d'éclairage semi-rigide



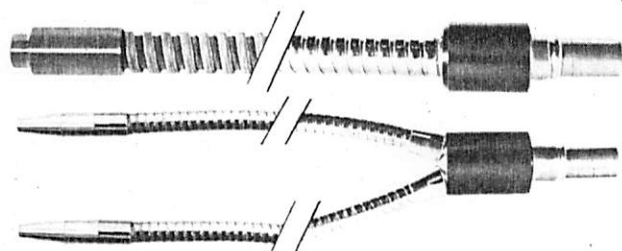
Longueur hors tout	Ø faisceau de fibres	Type de câble	Référence
600 mm	4 mm	simple	LCF1 G06F
600 mm	3 mm x 2	double	LCF2 E06F

• Câble d'éclairage souple et semi-rigide



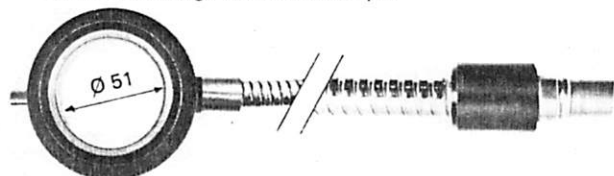
Longueur hors tout	Ø faisceau de fibres	Type de câbles	Référence
800 mm	2,5 mm	simple	LCE1 D08F
1 200 mm	2,5 mm	simple	LCE1 D12F
1 800 mm	2,5 mm	simple	LCE1 D18F
800 mm	2,5 mm x 2	double	LCE2 D08F
1 200 mm	2,5 mm x 2	double	LCE2 D12F
1 800 mm	2,5 mm x 2	double	LCE2 D18F
800 mm	2,5 mm x 4	quadruple	LCE4 D08F
1 200 mm	2,5 mm x 4	quadruple	LCE4 D12F
1 800 mm	2,5 mm x 4	quadruple	LCE4 D18F
800 mm	4 mm	simple	LCE1 G08F
1 200 mm	4 mm	simple	LCE1 G12F
1 800 mm	4 mm	simple	LCE1 G18F
800 mm	4 mm x 2	double	LCE2 G08F
1 200 mm	4 mm x 2	double	LCE2 G12F
1 800 mm	4 mm x 2	double	LCE2 G18F

• Câble d'éclairage souple



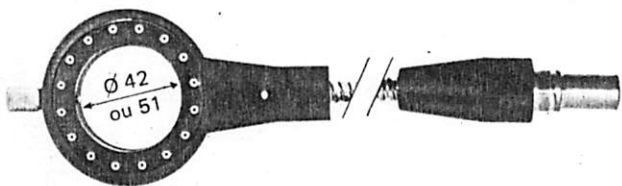
Longueur hors tout	Ø faisceau de fibres	Type de câble	Référence
800 mm	8 mm	simple	LCL1 R08
1 200 mm	8 mm	simple	LCL1 R12
1 800 mm	8 mm	simple	LCL1 R18
800 mm	4,5 mm x 2	double	LCL2 K08F
1 200 mm	4,5 mm x 2	double	LCL2 K12F
1 800 mm	4,5 mm x 2	double	LCL2 K18F

• Câble d'éclairage annulaire souple



Longueur hors tout	Ø faisceau de fibre	Type de câble	Référence
1 500 mm	10 mm	simple	LCA 15

• Câble d'éclairage 16 et 20 points en couronne souple



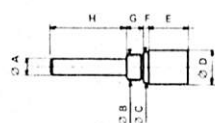
Longueur hors tout	φ faisceau de fibre	φ interne de la couron.	Type de câble	Reference
1 200 mm	6 mm	42 mm	simple	LCA16 C12
1 200 mm	6,7 mm	51 mm	simple	LCA20 C12

Nota : Les câbles dont la référence est sont tenus en stock.

ACCESSOIRES

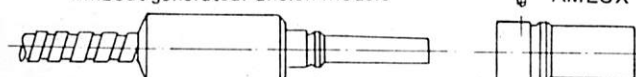
• Embout d'éclairage

Embout conique réf. ECE1 Cotation Embout d'Eclairage

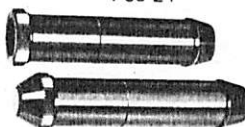


A	5,5	E	14
B	9 pas de 0,75	F	2
C	9,7	G	5,9
D	9,5 (φ 2,5) 11 (φ 3 - 4)	H	27

• Adaptateur réf. AMLUX Embout générateur ancien modèle



• Focalisateur 24° et 12° Foc 24



Foc 12

• Porte-filtre réf. PF16



Reçoit filtre Ø 16

Les pièces référence ECE1 - FOC24 - FOC12 - PF16 se montent sur tous les câbles sauf LCL1 R08 - LCL1 R12 - LCL1 R18 - LCA 15 - LCA16 C12 et LCA20 C12.

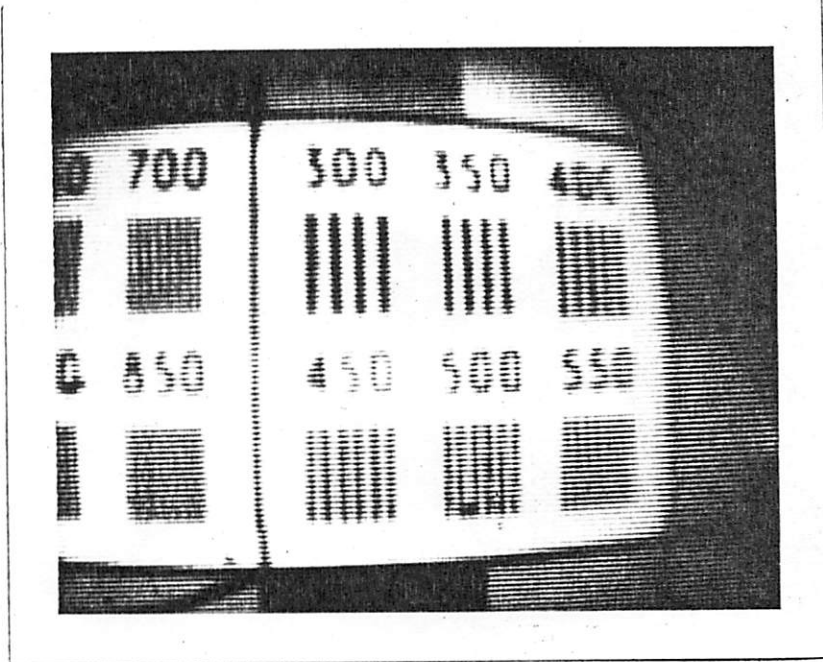
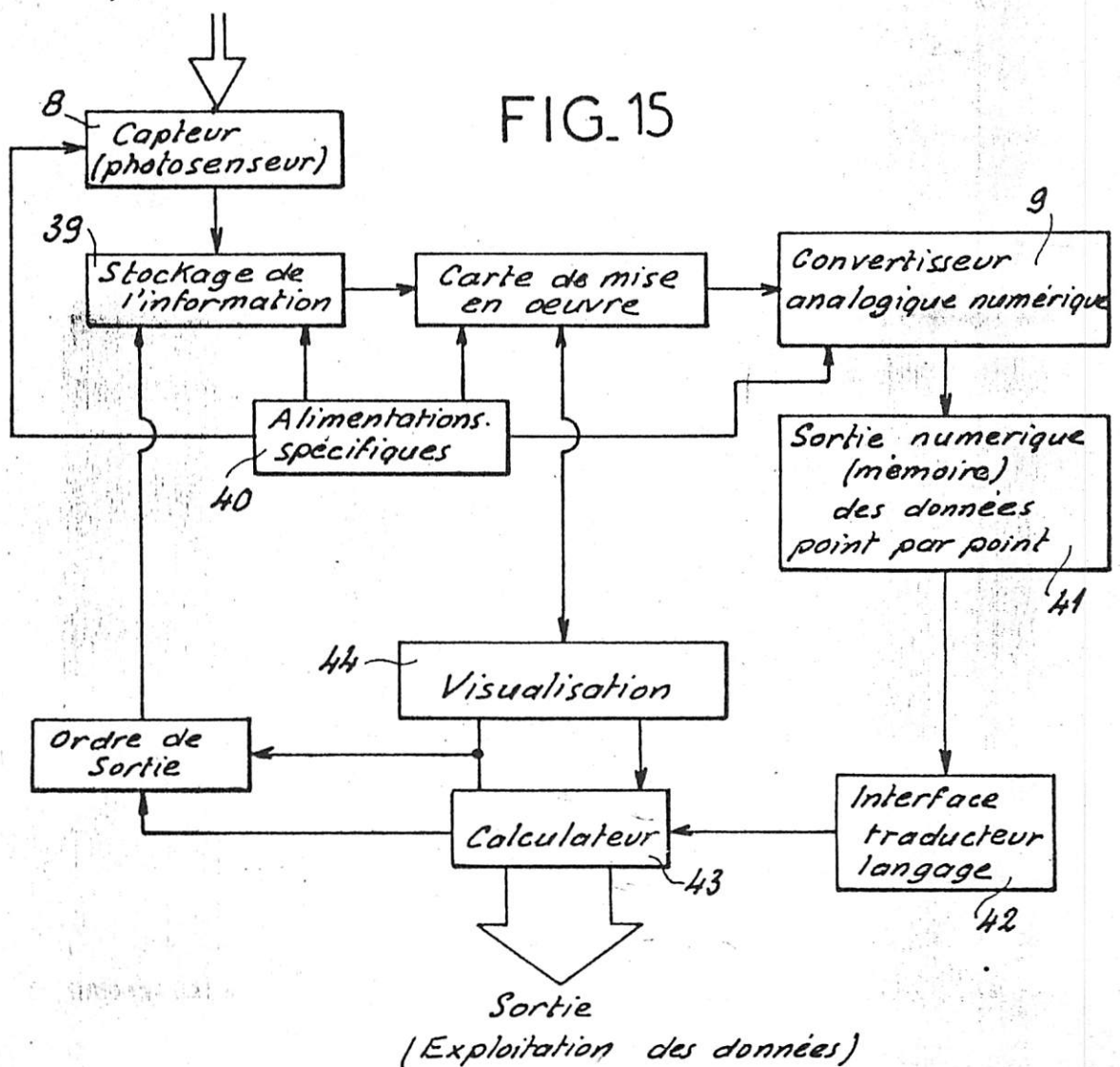


FIG. 15





Les trois cartes de mise en oeuvre sont réunies dans un même boîtier et sont reliées par l'intermédiaire d'un magnétoscope VHS à un moniteur TV standard.

Le capteur utilisé est un dispositif à transfert de charge réalisé en technologie n - MOS canal enterré à 2 niveaux de silicium polycristallin. Son organisation à transfert de trame de rendre photosensible la quasi totalité de la zone image. Le fait que l'ensemble soit plan le rend très apte à toute micro étude métrologique.

Le PEL mesure $30 \mu\text{m} \times 28 \mu\text{m}$ et la zone image représente $4,32 \text{ mm} \times 5,824 \text{ mm}$ soit environ 29 952 points d'analyse pour 25 mm^2 .

L'objet analysé ne dépassant pas 6 mm par 6 mm, la précision de $500 \mu\text{m}$ est très probable pour les valeurs $\overline{OX}$, $\overline{OY}$ et $\overline{OZ}$.

Nous avons admis pour cette étude $\overline{OX}$ et $\overline{OY}$ fixes et connues (interlignes) et $\overline{OZ}$ variable donc mesuré.

Les 145 lignes sont transférées ligne à ligne dans la zone mémoire. Installées en parallèle dans ce registre de lecture, à sa sortie, il y a conversion charge-tension grâce à une diode flottante.

La matrice photosensible THX 311 35 est associée à une carte d'évaluation THX ⁵⁰⁰¹1048, afin qu'il y ait adaptation des signaux logiques de commande (interface TTL / MOS).

Deux sorties donnent un signal vidéo. Ces signaux peuvent être bruts ou prétraités (suppression de la composante continue...)

Nous utilisons la sortie délivrant le signal vidéo échantillonné.

Piloté par le quartz, ce module fournit les signaux CCIR du standard 625 lignes/25 images seconde.

Pour cette raison, nous associons à cette carte :

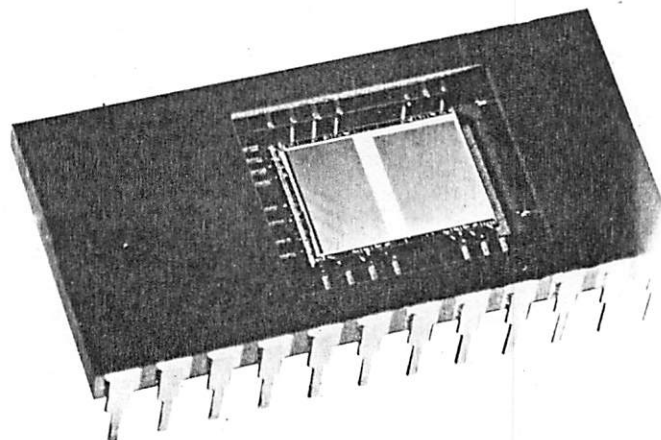
- la carte THX 5002 générateur de fréquence et logique de commande
- la carte THX 5003 voie video + conversion Analogique/Numérique.

La carte THX 5003 est reliée à un magnétoscope VHS lui même relié à un moniteur T.V. standard de 625 lignes.

PROVISOIRE

Dispositif photosensible matriciel à transfert de charges (DTC)

288 x 208 points élémentaires



- Format image 4/3 - Diagonale de 7,25 mm
- Compatibilité avec le standard TV européen
- Résolution horizontale et verticale de 150 lignes TV
- Dynamique de six diaphragmes
- Gamma égal à l'unité
- Effet de moirage limité
- Fonctionnement en deux phases
- Niveau bas des phases 0 V
- Référence d'obscurité à chaque ligne
- Fréquence de sortie jusqu'à 10 MHz
- Boitier standard "Dual-In-Line" 24 broches

Le TH X31135 est un dispositif photosensible matriciel à l'état solide de 288 lignes, comportant chacune 208 points élémentaires (pels), destiné à l'imagerie dans de nombreux domaines industriels et scientifiques.

Le capteur est un dispositif à transfert de charges (DTC) réalisé en technologie n-MOS canal enterré à 2 niveaux en silicium polycristallin. Il possède donc tous les avantages liés à ce type de composants : encombrement réduit, fiabilité élevée, faible consommation, fonctionnement à basse tension, fonctionnement à bas niveau de lumière sans fond de charge optique, absence de rémanence, de brûlage et de distorsion géométrique. Son organisation en transfert de trame permet de rendre photosensible la quasi-totalité de la zone image, contrairement à d'autres organisations telles que l'interligne, ce qui a pour effet de limiter considérablement l'effet de moirage.

Le TH X31135 est particulièrement bien adapté à la réalisation de caméras de prise de vue de résolution moyenne du type caméra de surveillance ; après traitement le signal peut être visualisé sur un moniteur TV (voie vidéo) ou utilisé par un ordinateur (numérisation).

Ce document ne présente pas un caractère contractuel. Les valeurs et les caractéristiques indiquées sont susceptibles de modifications, dues à un complément d'information ou à une amélioration du produit. Veuillez consulter la Division Tubes Electroniques de THOMSON-CSF avant d'utiliser ces informations pour la conception d'un nouvel équipement.

En effet, la présentation synchronisée du signal vidéo se prête particulièrement bien au traitement numérique d'images par ordinateur ; les applications sont donc nombreuses dans des domaines tels que la reconnaissance de formes (robotique), le tri industriel (détection de défauts dans un solide ou un liquide), la mesure dimensionnelle (évaluation d'un débit), etc.

Tout en conservant le même type de chronogramme des phases de commande (voir la figure 4), certaines fréquences peuvent être modifiées sans risque de détériorer le composant. Cependant, la compatibilité TV n'est plus assurée, et les caractéristiques électro-optiques du dispositif photosensible sont modifiées : par exemple, le niveau d'obscurité croît lorsque le temps d'intégration augmente, la qualité du transfert se détériore lorsque la fréquence de lecture augmente.

Le composant présente des performances accrues, notamment à bas niveau d'éclairement, s'il est refroidi ; en effet, le niveau d'obscurité est divisé par 2, chaque fois que la température du DTC baisse de 7 à 10 °C.

Dans le domaine des faibles éclaircissements, le capteur peut s'intégrer dans un ensemble constitué d'un intensificateur d'image lumineuse et d'une fibre optique permettant le couplage entre l'intensificateur et le DTC, ce dernier constituant le détecteur.

En modifiant certains éléments géométriques du dispositif au cours de sa fabrication, il est possible de doubler la surface photosensible (et donc le nombre de points dans la trame) en transformant la zone mémoire en zone image identique et adjacente. Cette structure est applicable à tout système ne nécessitant pas de visualisation TV ; dans ce cas, l'adaptation des fréquences, le refroidissement, le couplage par fibre optique sont également envisageables. Pour cette dernière configuration, et plus généralement pour toute application particulière, nous consulter.

Pour faciliter la mise en œuvre et l'utilisation du TH X31135, THOMSON-CSF a réalisé un ensemble de cartes électroniques TH X1038, TH X5001, TH X5002 et TH X5003, dont les fonctions sont précisées à la page 10.

CARACTÉRISTIQUES GÉOMÉTRIQUES

Pas du pel (figure 1) : 30 μm (V) x 28 μm (H).

Dimensions de la zone image : 4,32 mm (V) x 5,824 mm (H).

Dimensions du circuit : 9,6 mm (V) x 7,2 mm (H).

Une image est constituée de deux trames de 144 lignes. Chaque trame comporte une ligne supplémentaire (145 au total), lue pendant la suppression trame.

Chaque ligne comporte 8 points optiquement masqués suivis de 208 points image puis de 2 points masqués (218 au total). Les points masqués sont lus pendant la suppression ligne ; les points 5 et 6 sont représentatifs du niveau d'obscurité.

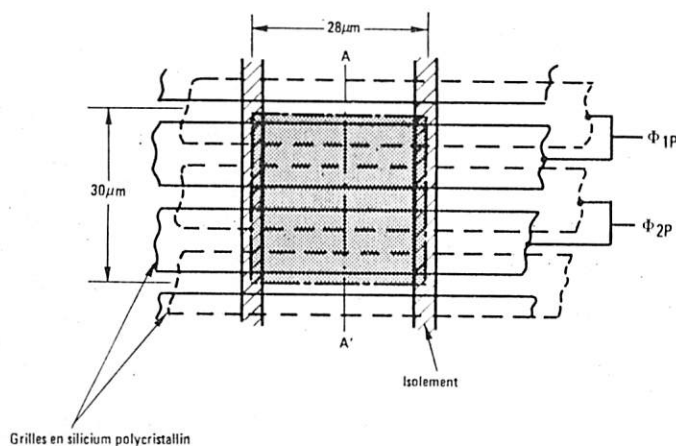


Figure 1a - Vue en plan d'un photoélément

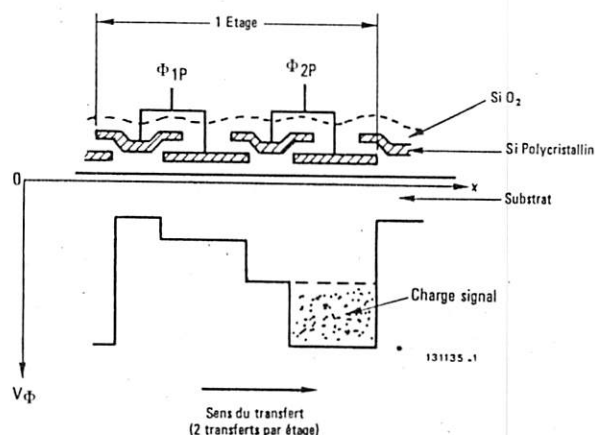


Figure 1b - Vue en coupe (AA') d'un photoélément et profil des potentiels

Figure 1 - Définition géométrique d'un photoélément

ORGANISATION - FONCTIONNEMENT

L'organisation du TH X31135 est schématisée sur la figure 2. La désignation des signaux de commande est donnée dans le Tableau I. Le brochage est donné sur la figure 7.

Nota : Toutes les broches doivent être connectées.

TABLEAU I - Désignation des signaux de commande

Φ_{1P}, Φ_{2P}	Phases de commande de la zone image
Φ_{1M}, Φ_{2M}	Phases de commande de la zone mémoire
Φ_{1L}, Φ_{2L}	Phases de commande du registre de lecture
Φ_R	Phase de remise à niveau
V_{DD}	Tension drain de l'étage de sortie
V_{DR}	Tension de remise à niveau
V_{SS}	Tension substrat
V_e	Tension d'entrée d'image
V_{De}	Tension de la diode d'entrée du registre
V_{Ge}	Tension de la grille d'entrée du registre
V_{GS}	Tension de la grille de sortie du registre
V_s	Tension source de l'étage de sortie
S	Sortie vidéo
T	Point test

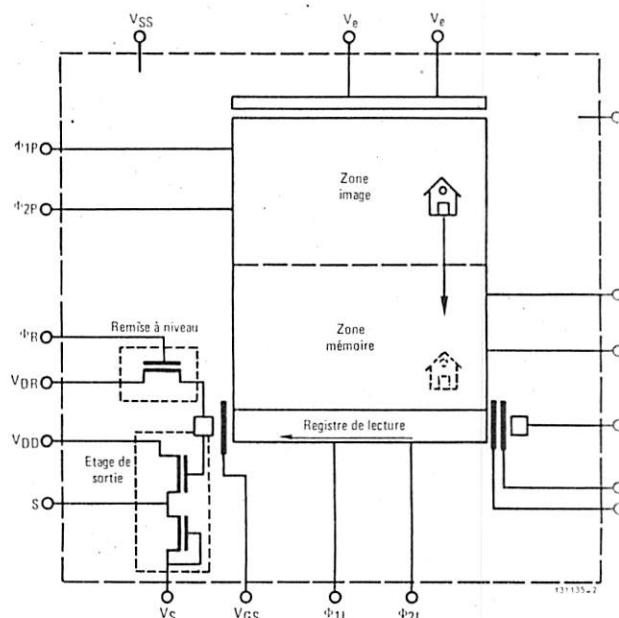


Figure 2 - Organisation du TH X31135

DESCRIPTION DU FONCTIONNEMENT

L'analyse qui suit concerne le fonctionnement au standard TV, selon l'organisation décrite dans la figure 2. Le principe de l'entrelaçage est représenté sur la figure 3 et le chronogramme de fonctionnement sur la figure 4.

Zone image

Les photons provenant de l'image traversent la structure isolant-grille avant d'être absorbés dans le substrat, en créant des paires électron-trou. Les trous sont recombinés dans le substrat tandis que les photoélectrons se rassemblent dans les puits de potentiel, créés par les capacités MOS que constituent les grilles polarisées par les phases Φ_{1P} et Φ_{2P} . (voir la figure 1b). Le nombre de charges accumulées est proportionnel à l'éclairement reçu (et au temps d'intégration). Le temps d'intégration est égal à la durée de trame (20 ms) diminué du temps nécessaire au transfert de l'information de la zone image à la zone mémoire (< 1 ms).

Pour le fonctionnement en entrelacé, les phases Φ_P sont inversées d'une trame à l'autre pendant la période d'intégration (voir la figure 3). Le centre de collection des charges est alors décalé d'un demi-pel dans le sens vertical entre les trames paire et impaire, ce qui a pour effet de limiter le moirage.

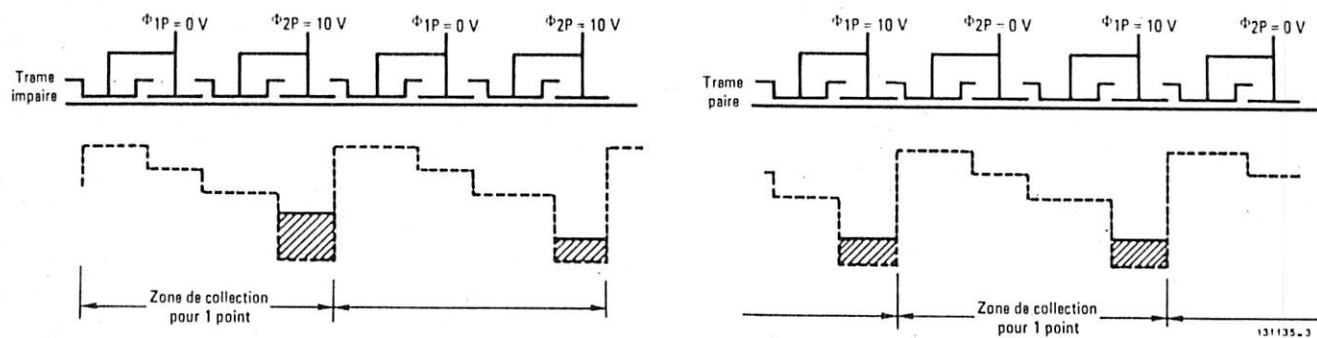


Figure 3 - Principe de l'entrelaçage

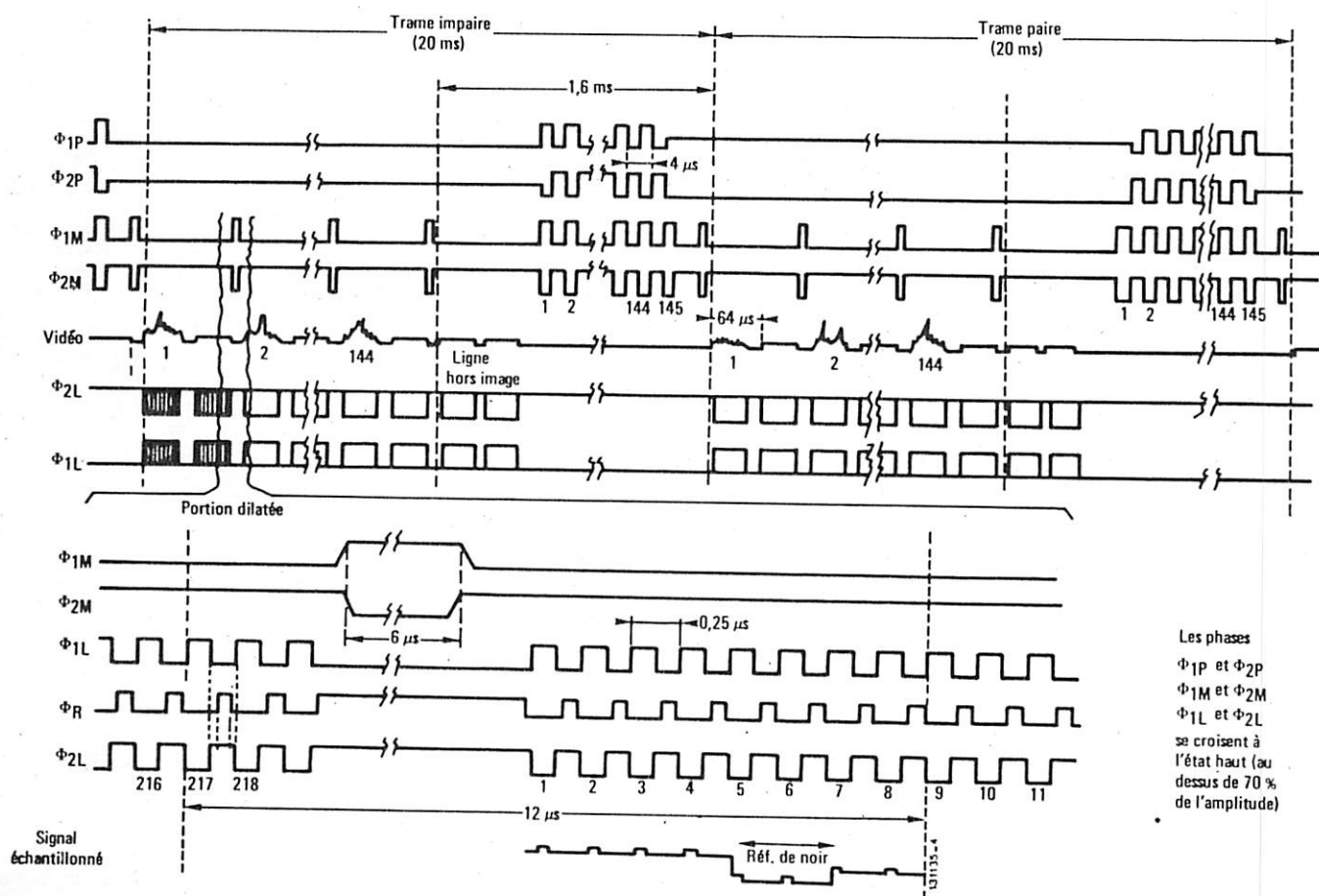


Figure 4 - Chronogramme de fonctionnement

Zone mémoire

Pendant le retour de trame, l'information contenue dans les 145 lignes est transférée ligne à ligne dans la zone mémoire. Pendant cette opération, les phases Φ_{1P} et Φ_{1M} , Φ_{2P} et Φ_{2M} ont un chronogramme identique. Le nombre de périodes de transfert est de 145. Lorsque la zone image est vidée de son information, elle revient à la phase d'intégration pour stocker les charges de la trame suivante. Pendant cette nouvelle intégration, l'information de la première trame est transférée ligne à ligne de la zone mémoire dans le registre de lecture, toutes les $128 \mu s$, pendant la suppression ligne. Les 144 lignes utiles sont donc transférées dans le registre pendant le temps utile de trame ($18,4 ms$), le nombre de périodes de phases Φ_M étant au minimum de 145 ; le nombre maximal de ces périodes est donné par le temps d'intégration. Il faut noter que les transferts supplémentaires peuvent fournir une référence d'obscurité en trame.

Registre de lecture

Les charges correspondant à une ligne d'information sont donc transférées en parallèle dans le registre, pendant la suppression ligne ; elles sont ensuite transférées séquentiellement par le registre vers un circuit de sortie unique. Le registre comporte 218 étages ; le nombre de périodes de phases de transfert Φ_L est donc au minimum de 218. Le maximum en est donné par la période ligne ($64 \mu s$), diminuée du temps de transfert mémoire-registre.

En sortie du registre est disposée une diode flottante, qui assure la conversion charges-tension du signal correspondant à chaque point. Avant l'arrivée de chacun des paquets de charges, le potentiel de la diode de lecture est fixé à un niveau de référence par un transistor MOS de précharge.

Le potentiel de la diode de lecture est appliqué à l'entrée d'un amplificateur fournissant un signal video sous faible impédance.

A l'entrée du registre est disposé un système diode-grille, qui permet d'injecter un fond continu de charges afin d'uniformiser la résolution horizontale.

Présentation de la ligne video

Le registre de sortie comprend 218 étages ; les informations délivrées se décomposent comme suit (voir figure 4) :

- Les 8 premiers points, correspondant à des colonnes masquées sur la zone image, sont utilisés pour fournir une référence d'obscurité et améliorer l'uniformité de l'image. Les points 1 à 4 sont destinés à absorber les effets de bord dus aux éclairagements dans les zones périphériques de la zone image, et autres effets parasites. Les points 5 et 6 sont représentatifs du niveau de tension d'obscurité de la ligne. Les points 7 et 8 permettent d'absorber les éclairagements parasites dus à la zone image. Ces 8 points sont lus pendant la suppression ligne.
- L'information video de la ligne est contenue dans les 208 points suivants.
- Les points 217 et 218 sont masqués et jouent le même rôle que les points 7 et 8 ; ils sont lus pendant la suppression ligne.

Génération des phases Φ_L et Φ_R

Il est rappelé (voir la chronogramme, figure 4) que les phases Φ_{1P} et Φ_{2P} , Φ_{1M} et Φ_{2M} , Φ_{1L} et Φ_{2L} doivent se croiser au-dessus de 70 % de leur amplitude. Cette configuration provoque en général une dissymétrie entre la durée de l'état haut de Φ_1 et de Φ_2 . La dynamique sera optimale si l'état haut de Φ_{1L} est plus long que l'état haut de Φ_{2L} ; cependant, la situation inverse ne perturbe pas notablement le fonctionnement du composant, et cette particularité ne s'applique pas à Φ_P ou Φ_M .

D'autre part, il est possible d'appliquer sur la broche Φ_R la phase Φ_{2L} , sous réserve que les phases Φ_{1L} et Φ_{2L} aient leurs croisements situés entre 70 % et 90 % de l'amplitude.



CONSIGNES D'UTILISATION

Valeurs limites absolues d'utilisation

Température de stockage : -25°C à $+125^{\circ}\text{C}$,

Température de fonctionnement : -25°C à $+70^{\circ}\text{C}$,

Tensions maximales appliquées :

- Broches 6, 13, 14, 19, 22 : $-0,3\text{ V}$ à $+18\text{ V}$,
- Broches 2, 3, 4, 5, 7, 8, 9, 10, 15, 16, 17, 18, 23, 24 : $-0,3\text{ V}$ à $+12\text{ V}$,
- Broches 1, 11, 12, 20 : -5 V à 0 V .

Précautions

a) Charges électrostatiques

Le dispositif comporte des protections intégrées ; cependant, il convient de prendre les précautions suivantes contre les décharges électrostatiques susceptibles de le détériorer :

- stocker les circuits avec les broches court-circuitées ou sur une masse conductrice,
- manipuler les circuits avec des outils reliés à la masse,
- supprimer toute source de charges électrostatiques (vêtements en nylon, ...),
- ne pas amorcer une lampe à arc à proximité alors que le DTC est en fonctionnement.

b) Fenêtre en verre

La vitre doit être parfaitement propre afin d'éviter toute dégradation de l'uniformité de l'image. Si elle présente des traces de poussière ou des trainées grasses (empreintes de doigts, par exemple), elle doit être frottée légèrement à l'aide d'un coton imbibé d'alcool, rincée à l'eau désionisée et séchée par un jet d'air ou d'azote sec.

D'autre part, le fonctionnement du capteur impose de recouvrir la zone mémoire d'un adhésif opaque.

c) Etage de sortie

Il convient de porter un soin particulier à ne pas court-circuiter la sortie vidéo avec V_s ou V_{DD} lorsque le photo-senseur est sous tension. Un court-circuit, même temporaire, entre ces broches risque de détruire l'étage de sortie.

CONDITIONS DE FONCTIONNEMENT (T = 25 °C)

TABLEAU II - Polarisation continues

Paramètre	Symbole	Valeurs			Unité	Remarques
		Min.	Typ.	Max.		
Tension drain de l'étage de sortie	V_{DD}	13	14	17	V	Note 1
Tension de remise à niveau	V_{DR}	$V_{DD}-1$	$V_{DD}-0,6$	$V_{DD}-0,5$	V	
Tension du substrat	V_{SS}	-4	-1,5	-0,5	V	Note 1
Tension d'entrée d'image	V_e	6	12	V_{DD}	V	
Tension de la diode d'entrée du registre	V_{De}	—	0,5	—	V	Notes 1, 2
Tension de la grille d'entrée du registre	V_{Ge}	—	8	—	V	Notes 1, 2
Tension de la grille de sortie du registre	V_{GS}	3	5	8	V	Note 1
Tension de la source de l'étage de sortie	V_s	V_{SS}	0	0	V	Note 3
Tension du point test	V_T	V_{SS}	0	0	V	Note 3
Courant de l'amplificateur	I_{DD}	—	2	—	mA	

TABLEAU III - Phases de commande

Paramètre	Symbole	Valeurs			Unité	Remarques
		Min.	Typ.	Max.		
Niveau bas des phases	$V_{\Phi PB}, V_{\Phi MB}$ $V_{\Phi LB}, V_{\Phi RB}$	0,0	0,3	0,6	V	
Niveau haut des phases :						
- Tension pendant l'intégration	$V_{\Phi PIH}$	2	5	12	V	Note 4
- Tension des phases image pendant le transfert	$V_{\Phi PTH}$	9	10	12	V	$C_{\Phi 1P} = C_{\Phi 2P}$ = 3000 pF
- Tension de la phase mémoire	$V_{\Phi MH}$	9	10	12	V	$C_{\Phi 1M} = C_{\Phi 2M}$ = 3000 pF
- Tension de la phase registre	$V_{\Phi LH}$	9	10	12	V	$C_{\Phi 1L} = C_{\Phi 2L}$ = 200 pF
- Tension de la phase de remise à niveau	$V_{\Phi RH}$	9	10	12	V	Note 5
Fréquence de transfert-mémoire	F_I	—	250	1000	kHz	
Fréquence de transfert mémoire-registre	F_M	—	7.8	F_I	kHz	
Fréquence de transfert registre et remise à niveau	F_L	—	4	10	MHz	

PERFORMANCES ELECTROOPTIQUES

- Conditions générales de mesure :

$T = 25^{\circ}\text{C}$: - fonctionnement au standard TV
- polarisations typiques

- Conditions d'éclairement :

Lampe à filament de tungstène 2854 K + filtre IR Schott BG 38 de 2 mm d'épaisseur.

TABLEAU IV - Performances du dispositif photosensible

Paramètre	Symbole	Valeurs			Unité	Remarques
		Min.	Typ.	Max.		
Tension à la saturation	V_{SAT}	200	400	1000	mV_{CC}	Note 6
Exposition à la saturation	E_{XSAT}	—	0,13	—	$\mu\text{J}/\text{cm}^2$	Note 7
Eclairement à la saturation	E_{CSAT}	—	20	—	lux	Note 7
Réponse	R	—	3 20	—	$\text{V}/\mu\text{J}/\text{cm}^2$ mV/lux	Voir la courbe de réponse spectrale, figure 5
Rapport signal/bruit	S/B	—	2000	—	—	Note 8
Uniformité de réponse	U	—	± 5	—	%	Note 9
Tension d'obscurité	V_{SO}	—	2	—	mV	Note 10
Uniformité de la tension d'obscurité	U_o	—	3	—	% V_{SAT}	
Résolution horizontale	R_H	—	150	—	lignes TV	Note 11 et figure 6
Résolution verticale	R_V	—	150	—	lignes TV	
Impédance de sortie	Z	—	1000	—	ohms	
Niveau continu de sortie	V_{Ref}	—	9	—	V	

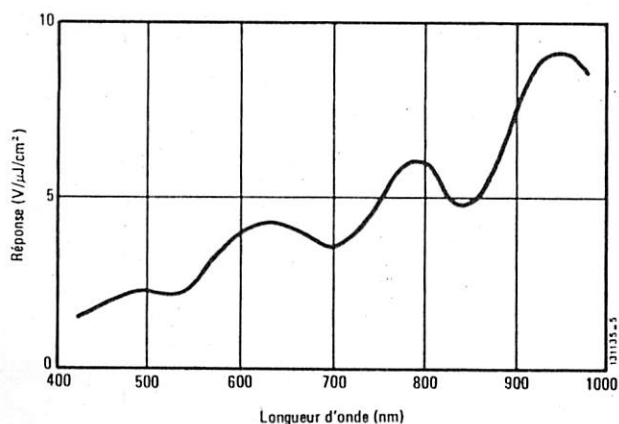


Figure 5 - Réponse spectrale typique

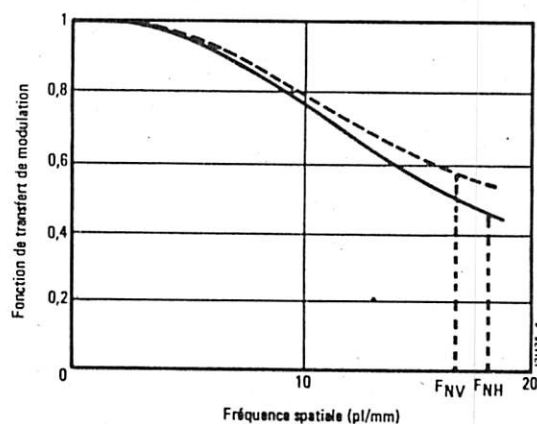


Figure 6 - Courbes FTM typiques

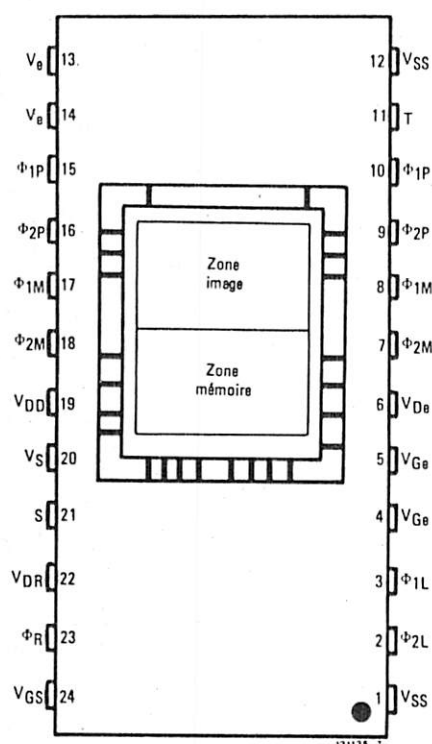


Figure 7 - Brochage

NOTES

- 1 - Tension à ajuster pour un fonctionnement optimal.
- 2 - Dans le cas d'une non-injection de charges dans le registre de lecture, les tensions à appliquer sont : $V_{De} = V_{DD}$ et $V_{Ge} = 0$ V.
- 3 - La broche correspondante peut être reliée indifféremment à V_{SS} ou 0 V.
- 4 - L'application sur Φ_p d'une tension réduite pendant l'intégration permet d'optimiser le fonctionnement en limitant la tension d'obscurité. Cependant, le fait d'appliquer le même niveau de tension pendant l'intégration et le transfert ne perturbe pas le fonctionnement du senseur.
- 5 - Il est rappelé que, sous certaines conditions : $\Phi_{2L} \equiv \Phi_R$.
- 6 - Tension maximale utile du signal vidéo correspondant au nombre maximal de charges pouvant être stockées dans le photoélément. Cette valeur est mesurée par rapport au niveau de référence du signal V_{Ref} .
- 7 - Exposition ou éclairage minimal produisant un signal vidéo saturé ; au-delà, le niveau du signal vidéo cesse de croître. La mesure est effectuée sur le photosenseur (après le filtre IR). Dans les conditions précitées : $1 \mu W/cm^2 = 1 \mu J/cm^2/s = 3,4$ lux.
- 8 - Ce rapport est égal à la tension à la saturation divisé par le bruit efficace dans l'obscurité.
- 9 - C'est le rapport " $\Delta V_s / \bar{V}_s$ " où $\bar{V}_s$ est la tension de sortie moyenne pour un éclairage égal à la moitié de l'éclairage à la saturation et ΔV_s la variation maximale de cette tension sur la trame.
Sont exclus de la mesure :
 - le premier et le dernier point de la ligne utile (N° 9 et N° 216),
 - la première et la dernière ligne de la trame utile (N° 1 et N° 144),
 - tous les pels hors image,
 - les pels défectueux.
- 10 - Niveau du signal vidéo lorsque le dispositif est dans l'obscurité ; ce paramètre croît avec le temps d'intégration et la température.
- 11 - Nombre de lignes TV par hauteur d'image, avec un contraste égal ou supérieur à 50 %.

SPECIFICATIONS RELATIVES AUX ELEMENTS DEFECTUEUX

Le dispositif TH X31135 est disponible en trois classes A, B et C, relatives au nombre et à l'importance des défauts locaux sur l'image. Si une qualité d'image élevée est généralement requise pour des applications impliquant une visualisation directe, des domaines tels que la reconnaissance de formes, dans lesquels interviennent des traitements de données sophistiqués, peuvent s'accommoder de dispositifs de qualité d'image inférieure. D'autre part, des dispositifs n'entrant pas dans ces classes, mais ayant des caractéristiques électrooptiques normales, peuvent être fournis pour évaluation.

La position des défauts est aléatoire ; leur orientation, liée à la structure du dispositif, est préférentiellement verticale. Un élément est considéré comme défectueux si son niveau de tension est situé à plus de 10 % par rapport à V_{SAT} , au-dessous ou au-dessus du niveau des pels voisins, la mesure étant effectuée à un niveau moyen de $V_{SAT}/2$.

	TH X31135-A	TH X31135-B	TH X31135-C
	Max.	Max.	Max.
Nombre de zones défectueuses	5	15	25
Largeur des zones défectueuses (en nombre de pels adjacents)	3	5	8
Nombre de colonnes défectueuses	0	2	4
Largeur des colonnes défectueuses	0	1	2

ELECTRONIQUE DE MISE EN OEUVRE

L'électronique de mise en œuvre du dispositif peut se diviser en trois fonctions principales :

- une partie "logique", qui permet d'engendrer, par divisions successives, à partir d'une horloge de référence, les phases de commande au niveau TTL ;
- une partie "interface", qui permet d'adapter le niveau TTL des phases aux niveaux de fonctionnement requis, ainsi que la génération des phases complémentaires et leurs croisements à l'état haut ;
- une voie vidéo, qui permet d'adapter le signal vidéo au standard du moniteur TV.

Dans le but de faciliter l'évaluation ou la mise en œuvre d'un système comportant un TH X31135 THOMSON-CSF peut fournir sur demande les cartes suivantes :

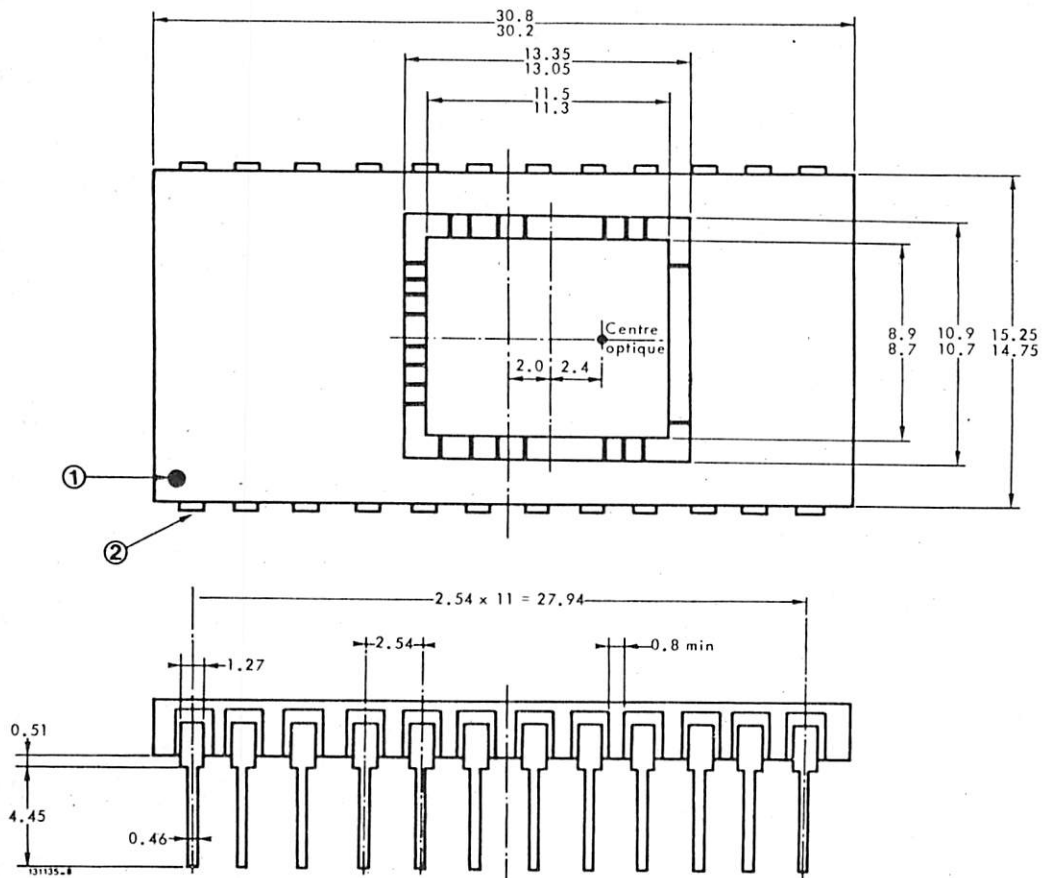
- 1 - TH X1038, associée aux cartes TH X5002 et TH X5003 pour réaliser l'évaluation du DTC photosensible ;
- 2 - TH X5001, associée aux cartes TH X5002 et TH X5003 pour réaliser la mise en œuvre, dans un but opérationnel, du DTC photosensible (caméra).

Les fonctions réalisées par ces cartes sont les suivantes :

- TH X1038 : préamplificateur vidéo + interface TTL/MOS + réglages de tous paramètres utiles.
- TH X5001 : préamplificateur vidéo + interface TTL/MOS.
- TH X5002 : générateur logique de synchro (déclenchement interne ou externe).
- TH X5003 : voie vidéo + conversion analogique/numérique (cette deuxième fonction est en option).

Les 3 cartes TH X5001, TH X5002 et TH X5003 ont des formats identiques et constituent un ensemble homogène permettant la réalisation d'une caméra à l'état-solide.

DESSIN D'ENCOMBREMENT



- ① Index
- ② Broche
- ③ Céramique noire

Cotes en mm.





TRAVAIL

THX 5001

CARTE DE MISE EN OEUVRE
POUR DTC PHOTSENSIBLES
MATRICIELS THX 31135 - THX 31138

1. - CARACTERISTIQUES

- Interface TTL/MOS
- Ajustement possible des paramètres principaux déterminant le fonctionnement du DTC lors de l'utilisation en caméra
- Préamplificateur vidéo adapté à différents standards (5 à 50 images par seconde)

La carte de mise en oeuvre THX 5001 est un module conçu pour réaliser l'adaptation des signaux logiques de commande au dispositif photosensible matriciel THX 31135 ou THX 31138. Elle permet notamment de passer des niveaux logiques (TTL par exemple) au niveau requis pour un bon fonctionnement du dispositif photosensible à transfert de charge (DTC).

Associée aux cartes THX 5002 et THX 5003, elle réalise complètement la fonction "acquisition d'image" (hors optique).

L'appellation THX 5001 recouvre la carte seule, non équipée d'un dispositif photosensible matriciel.

TENTATIVE
PROVISOIRE

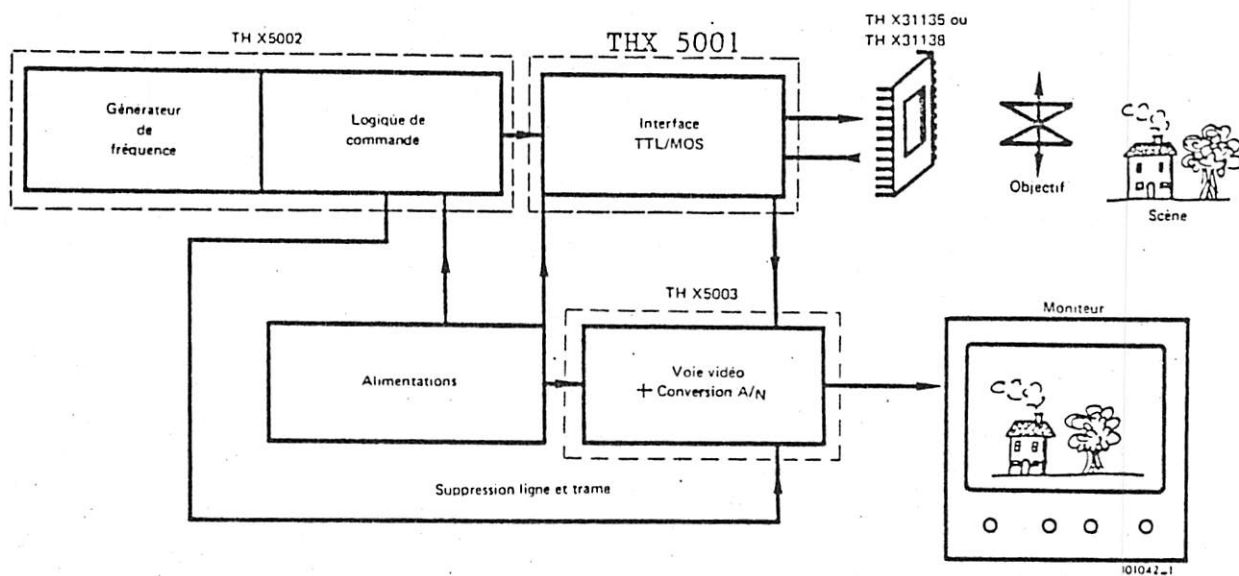


Figure 1

Synoptique de fonctionnement d'un système de mise en oeuvre d'un DTC matriciel

Le schéma de la figure 1 permet de situer ce module dans le synoptique de fonctionnement d'un système de mise en oeuvre des dispositifs photosensibles matriciels.



RECEVUE

Description détaillée

Une série de 5 potentiomètres disposés en haut de la carte permet le réglage des tensions continues suivantes :

$V\Phi_{PI}$: tension d'intégration de la zone image

VSS : tension de substrat

VE : tension d'anti-éblouissement

VGE : tension de la grille d'entrée du registre de sortie

VGS : tension de la grille de sortie du registre de sortie

Les phases de commande Φ_p , Φ_M , Φ_L et 145 T doivent être conformes au diagramme de la figure 2 et engendrées en niveau TTL. La phase 145 T est le complémentaire de l'enveloppe des impulsions de transfert Φ_{1p} sur Φ_p . Cette phase permet d'appliquer des niveaux de tension différents pendant l'intégration des charges et le transfert de celles-ci. Les phases Φ_{1p} et Φ_{2p} sont réalisées sur la carte à partir de la phase d'entrée unique Φ_p ; le module réalise également le croisement à l'état haut de Φ_{1p} et Φ_{2p} . Le même principe s'applique à Φ_M et Φ_L . D'autre part, les conditions sont remplies pour que $\Phi_{2L} = \Phi_R$.

Le signal vidéo délivré par le DTC photosensible matriciel est préamplifié.

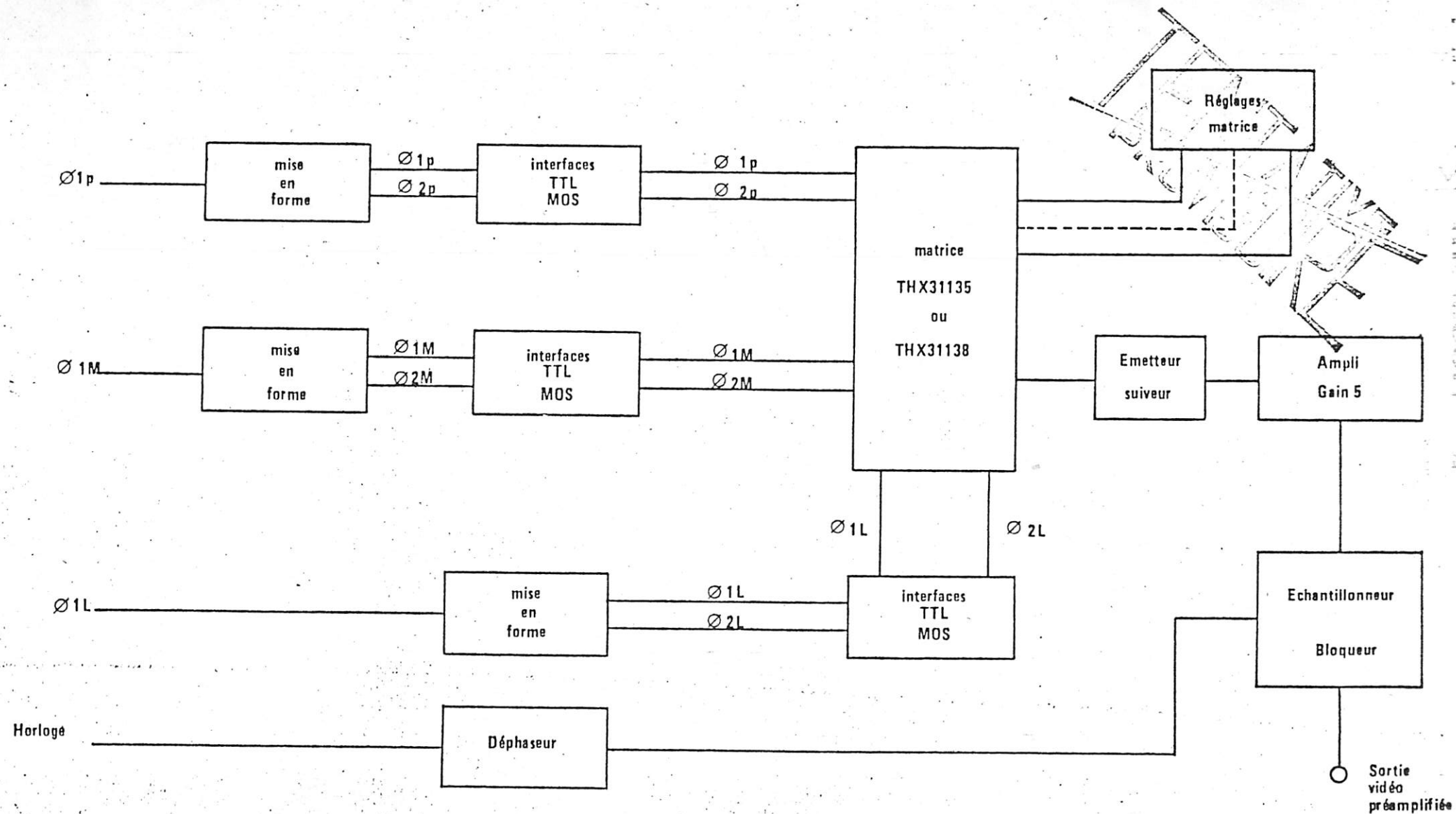
Le préamplificateur comprend :

- 1 étage adaptateur d'impédance
- 1 amplificateur de gain 5
- 1 échantillonneur bloqueur



PERFORMANCES

Paramètres	Conditions	mini	typ.	maxi	Unité
Tension substrat VSS	Réglage P1	- 4	-	0	V =
Tension anti éblouissement VE	Réglage P2	5	-	+ 15	V =
Tension grille de sortie VGS	Réglage P3	3	-	8	V =
Tension grille d'entrée VGE	Réglage P4	0	-	+ 10	V =
Tension d'intégration $V_{\Phi PI}$	Réglage P5	0		9	V c/c
Débit +15 V		-	-	90	mA
Débit + 5 V		-	-	50	mA
Débit - 5 V		-	-	20	mA
Débit +10 V		-	-	30	mA
Température de fonctionnement		0	-	40	°C

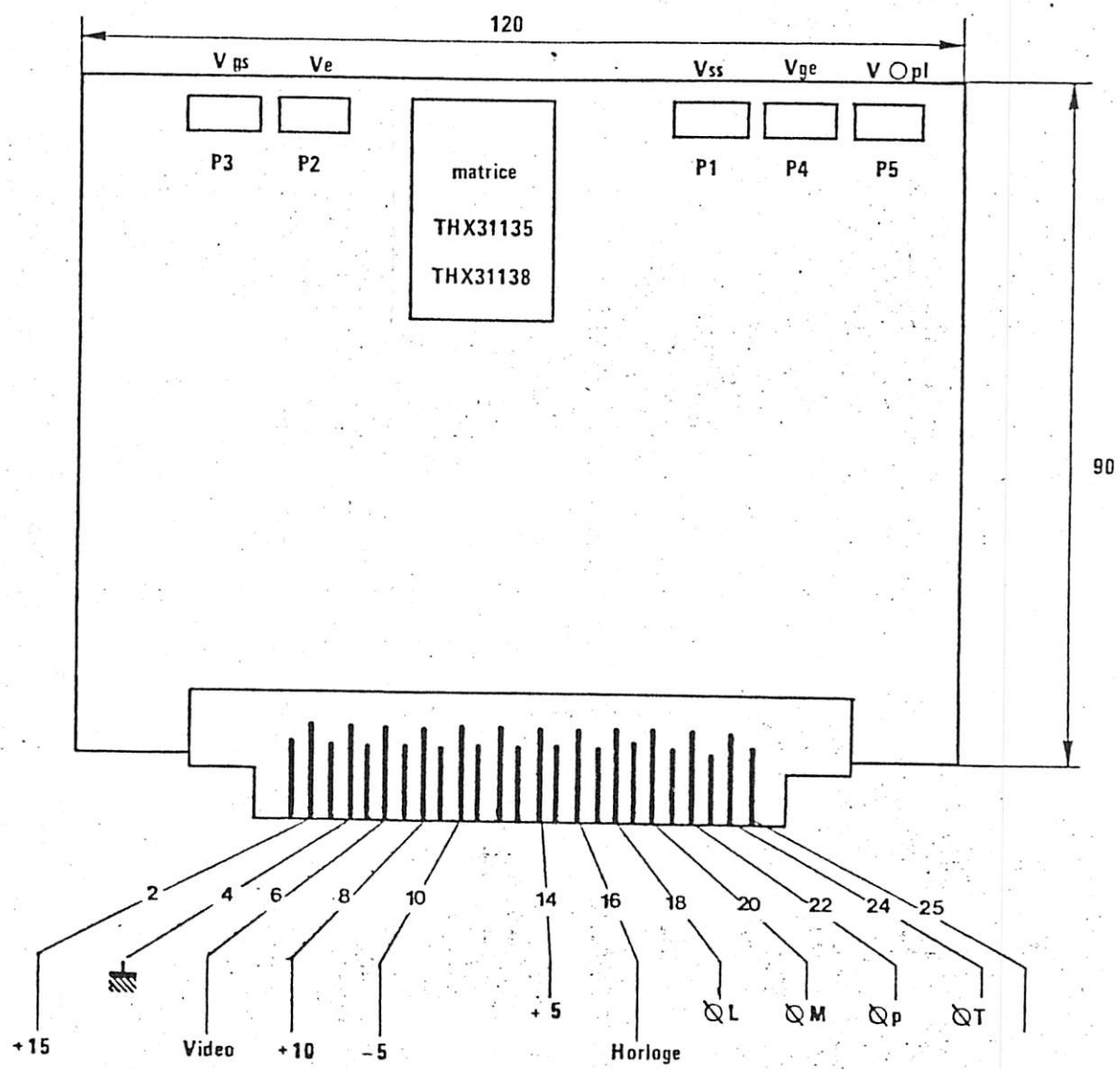


THX 5001

BLOC - DIAGRAMME

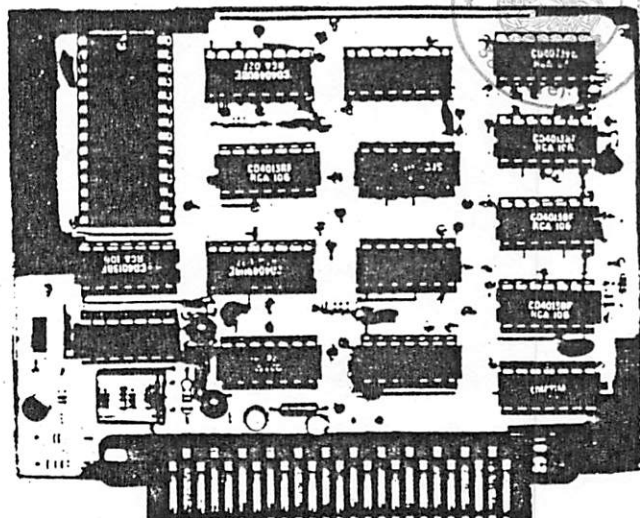


ENTRÉE



THX 5001
IMPLANTATION DES REGLAGES

~~TECHNIQUE
PROPOSEE~~



THX 5002

CARTE DE MISE EN ŒUVRE
POUR DTC PHOTOSENSIBLE
MATRICIELS THX 31135 - THX 31138

GENERATEUR DE SIGNAUX LOGIQUES
DE SYNCHRONISATION

1. - CARACTERISTIQUES

- a) - Générateur piloté par quartz
Standard 625 lignes, 25 images par seconde
- b) - Générateur piloté par horloge extérieure
Standard 625 lignes, 5 à 50 images par seconde
- c) - Faible consommation (<1 W)
- d) - Utilisation aisée (absence de réglages)



2. - DESCRIPTION

La carte THX 5002 a été conçue pour être associée à la carte THX 5001 afin de réaliser la mise en oeuvre des DTC photosensibles matriciels THX 31135 - THX 31138.

L'ensemble associé à une voie vidéo (cartes THX 5003 - THX 5003 A) réalise complètement la fonction "acquisition d'image".

Le schéma de la figure 1 indique le principe de fonctionnement de la carte.

Piloté par un quartz 4 MHz ou par une horloge extérieure, le module THX 5002 fournit :

- les signaux de contrôle vidéo (signaux de suppression et de synchronisation ligne et trame mélangés),
- les signaux logiques à appliquer au DTC matriciel.

Le temps d'intégration des charges (Φ_{1p}) leur fréquence de transfert dans la mémoire tampon (Φ_{1M}) et la vitesse de lecture dans le registre de sortie (Φ_{1L}) sont déterminés par les caractéristiques géométriques de la matrice photosensible et celles du standard adapté (5 à 50 images par seconde, 625 lignes).

La figure 3 donne le diagramme des signaux logiques qui, après amplification, seront appliqués au DTC photosensible matriciel.

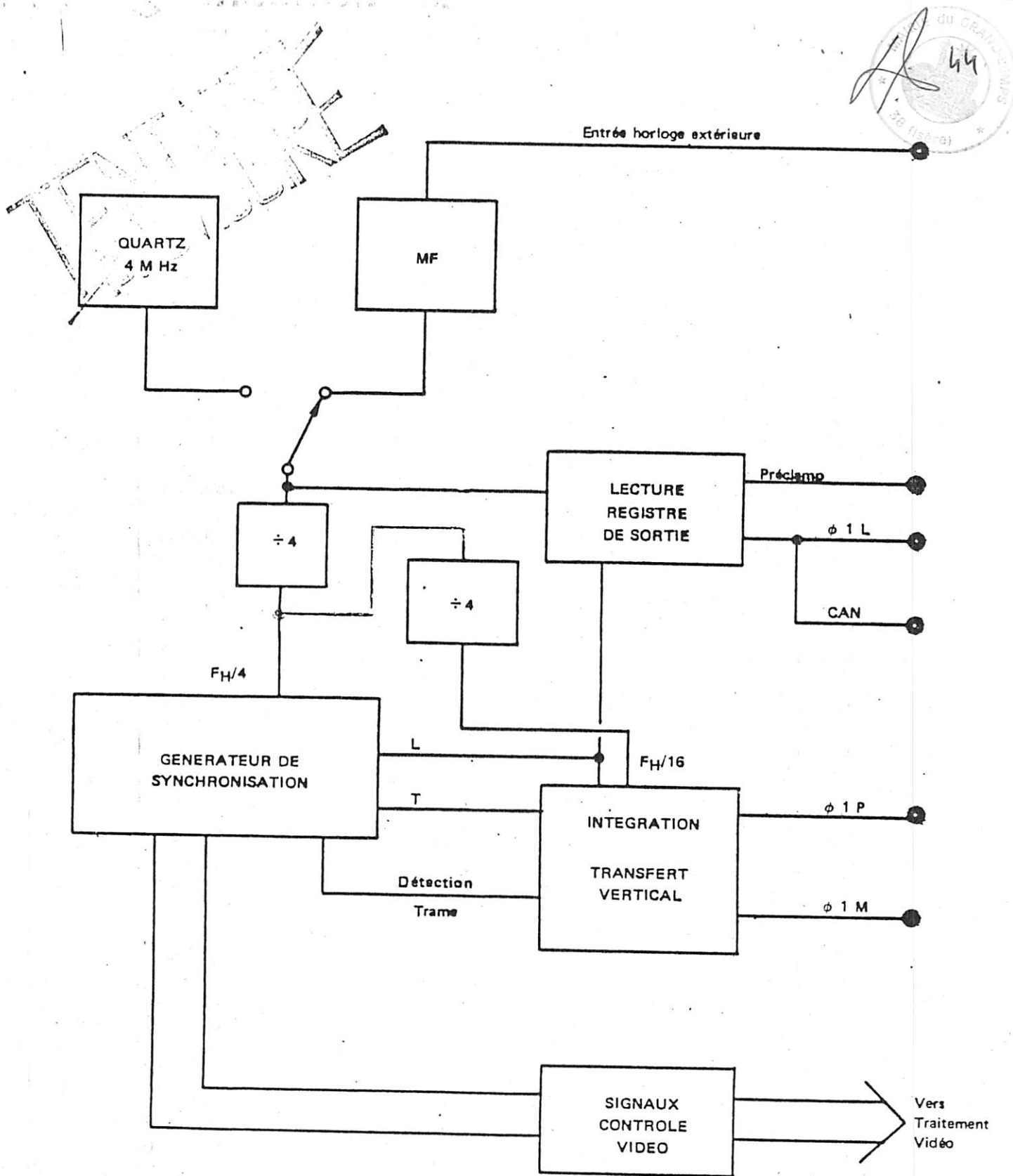
3. - PERFORMANCES

Paramètres	Conditions	mini	typ.	maxi	Unité
Standard	625 lignes	5	25	50	image/s
Fréquence de lecture registre (note 1)		0,8	4	8	MHz
Fréquence ligne		3 125	15 625	31 250	Hz
Temps d'intégration		10	20	100	ms
Débit +10 V				70	mA
Débit + 5 V				70	mA
Température de fonctionnement		0	-	40	°C

Note 1

Pour les fréquences différentes de 4 MHz (standard 625 lignes, 25 images par seconde) :

- a) - La compatibilité TV n'est plus assurée et la visualisation d'une image n'est pas envisageable sur un moniteur TV à déflexion électromagnétique. Par contre, un moniteur XY à déflexion électrostatique est utilisable.
- b) - Les caractéristiques électro-optiques du DTC photosensible matriciel associé (carte THX 5001) sont modifiées (le courant d'obscurité augmente avec le temps d'intégration et la qualité du transfert se détériore lorsque la fréquence de lecture croît).
- c) - Le signal de synchronisation externe doit présenter certaines caractéristiques :
 - rapport cyclique : 1
 - niveau > 5 V c/c



THX 5002 SCHEMA DE PRINCIPE

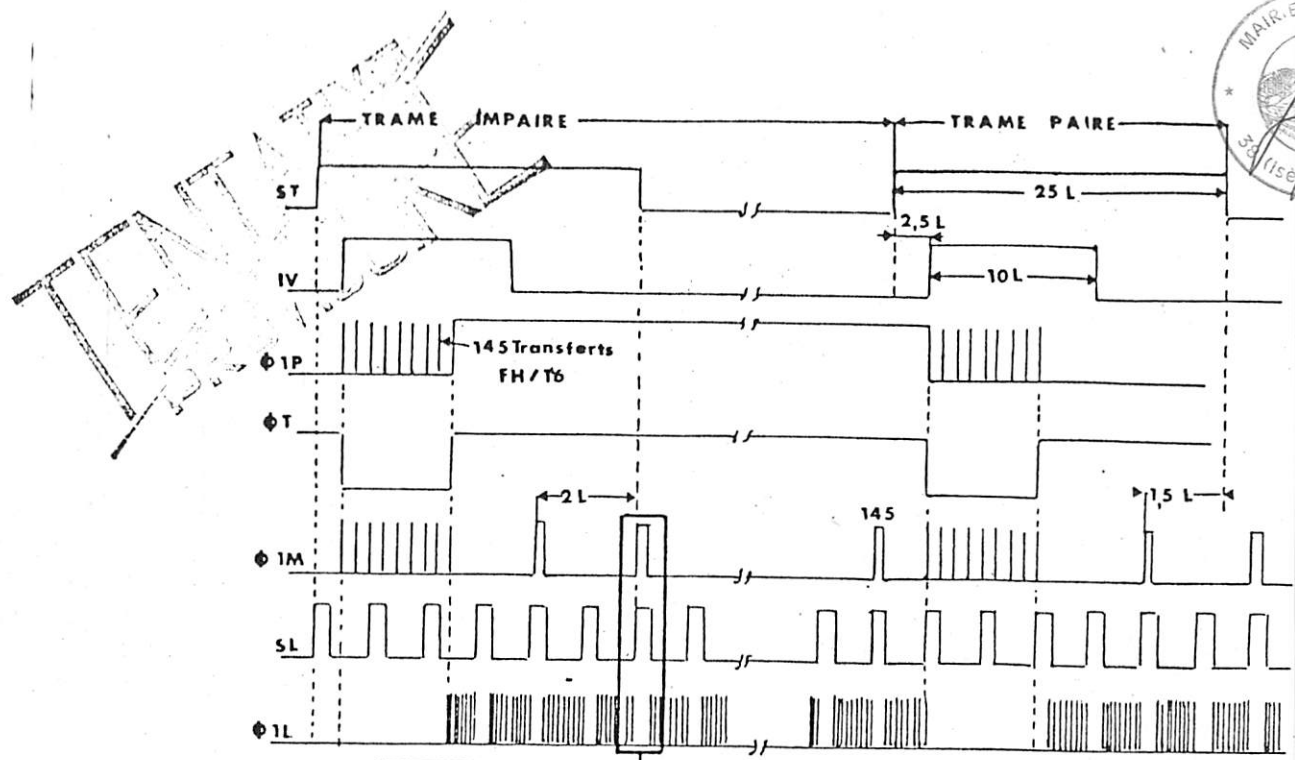


Figure 3 :
Diagramme des signaux
logiques

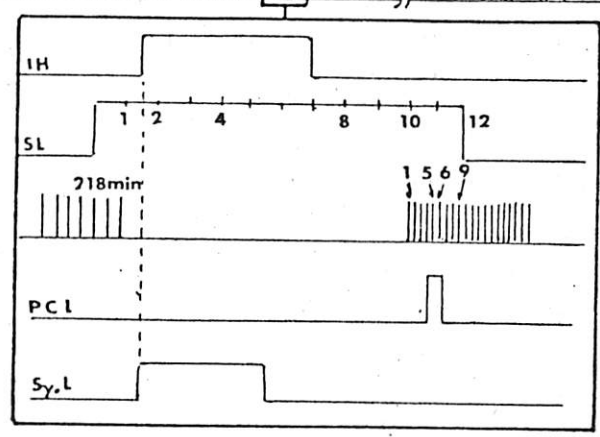
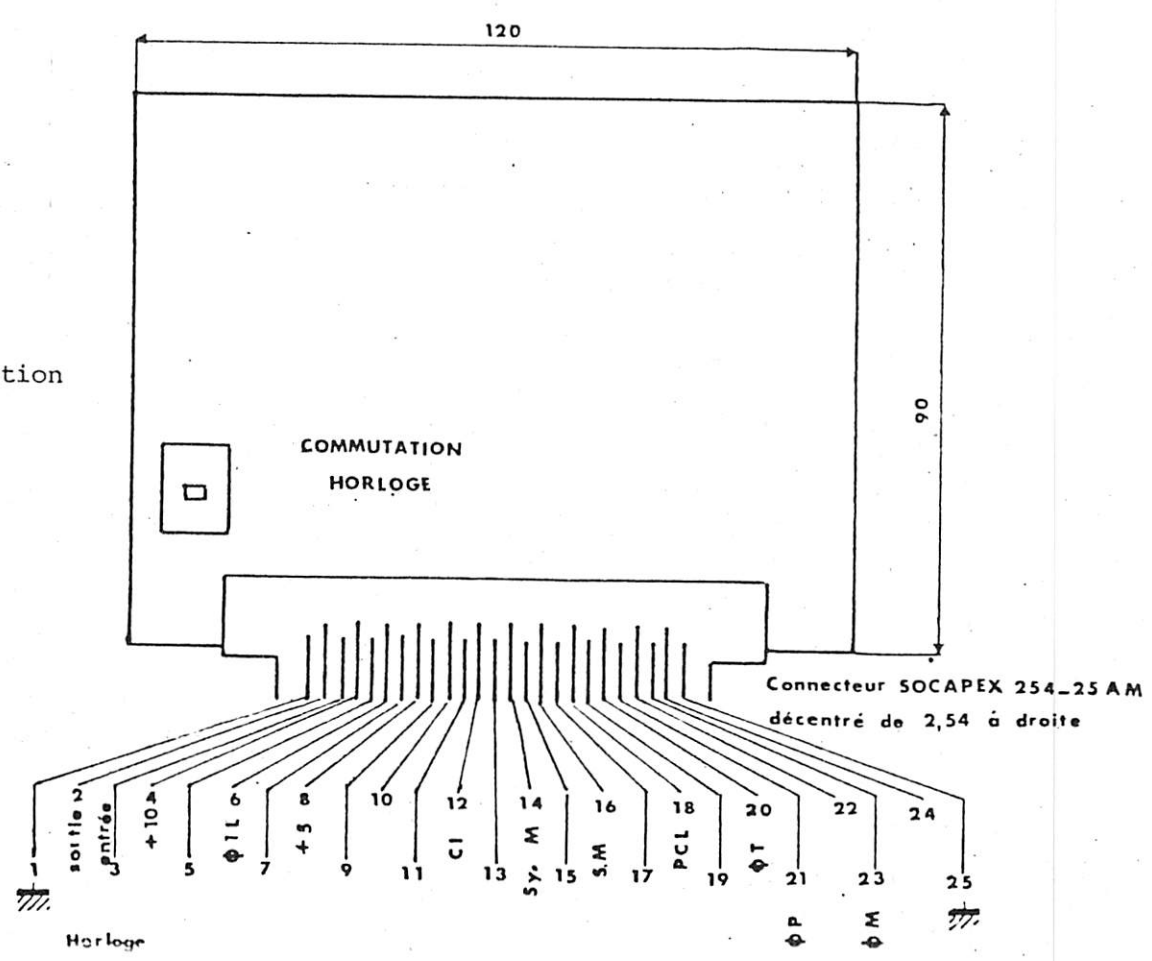


Figure 4 :
Schéma d'implantation

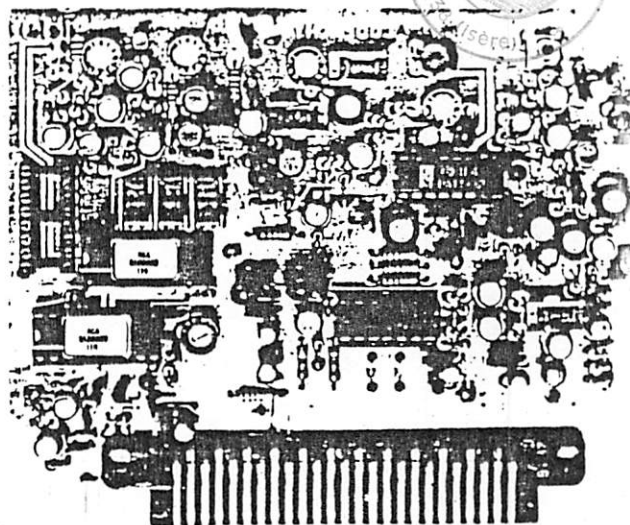


~~PROJET~~

THX 5003-1

CARTE DE MISE EN OEUVRE
POUR DTC PHOTSENSIBLES MATRICIELS

Voie vidéo délivrant un signal
ANALOGIQUE et NUMERIQUE



1. - CARACTERISTIQUES

a) - Entrée analogique :

- Niveau : 0.1 à 0,6 V c/c sur 75 OHMS
- Polarité : + ou -

b) - Sortie analogique :

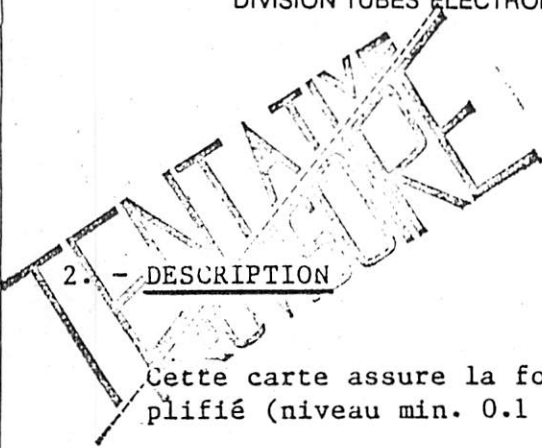
- Niveau : 1 V c à c/75 Ω
- Standard : 625 lignes - 5 à 50 images/s

c) - Sortie numérique :

- Résolution : 4 - 5 - 6 ou 7 bits
- Débit max. : 60 M bit/s

d) - Correcteur de γ commutable : (1 - 0.45)

e) - Gain ajustable : ($\Delta G = 15$ db)



2. - DESCRIPTION

Cette carte assure la fonction traitement d'image d'un signal vidéo préamplifié (niveau min. 0.1 V/75 Ω) et filtré.

Associée aux cartes THX 5001 et THX 5002, elle permet de réaliser complètement la fonction acquisition d'image (hors optique).

Les signaux logiques et analogiques sont amenés sur la carte par le biais d'un connecteur 25 broches (Socapex). Ces signaux se répartissent comme suit :

a) - Ceux provenant de la carte THX 5002 :

- 2 signaux de synchronisation du moniteur de contrôle (signaux logiques de suppression et de synchronisation mélangés).
- 2 signaux d'alignement.
- 1 signal d'échantillonnage du convertisseur.

b) - Celui provenant de la carte THX 5001 :

- 1 signal vidéo d'entrée.

c) - Ceux provenant des modules d'alimentation :

- les tensions + 10 V, + 5 V et - 5 V.

La carte THX 5003 A délivre le signal vidéo composite analogique disponible sur le connecteur 25 broches (Socapex), et le signal vidéo numérisé aux bornes d'un connecteur 16 contacts "Dual in Line".

Le niveau de noir de la caméra ("décollement" de 50 à 100 mV de la vidéo composite par rapport au niveau de suppression) est ajustable en visualisant la vidéo sur un oscilloscope (prise test sur la carte).



3. - PERFORMANCES

PARAMETRES	CONDITIONS	MIN.	TYP.	MAX.	UNITES.
Niveau vidéo d'entrée		0.1	-	0.6	Volt c/c
Gain vidéo	Réglage P2 (note 1)	0	-	15	db
Niveau de noir	Réglage P1	Gain max	± 40		mV
	(note 2)	Gain min	± 200		
Impédance d'entrée		2	-	-	kΩ
Niveau vidéo de sortie	sur charge 75 Ω		0.7	1	Volt c/c
Bande passante	- 3 db		7		MHz
Signal d'entrée CAN	Réglage P3 V REF 8 volts (note 3)		8		Volts c/c
Tension de référence CAN	Réglage P4 (note 4)	6		9	Volts =
Amplitude du signal numérisée			10		Volts =
Horlogz CAN	(note 5)			12	MHz
Débit + 10 V	(note 6)			0.2	A
Débit + 5 V	(note 7)			40	mA
Débit - 5 V				40	mA
Température de fonctionnement		0	-	40	°C

~~PROVISOIRE~~



Note 1 : Le gain vidéo est ajusté en fonction du réglage de la tension de référence pour obtenir une vidéo composite.

Note 2 : Ce réglage permet de compenser le gain de l'amplificateur de numérisation par rapport au niveau de référence du signal vidéo composite.

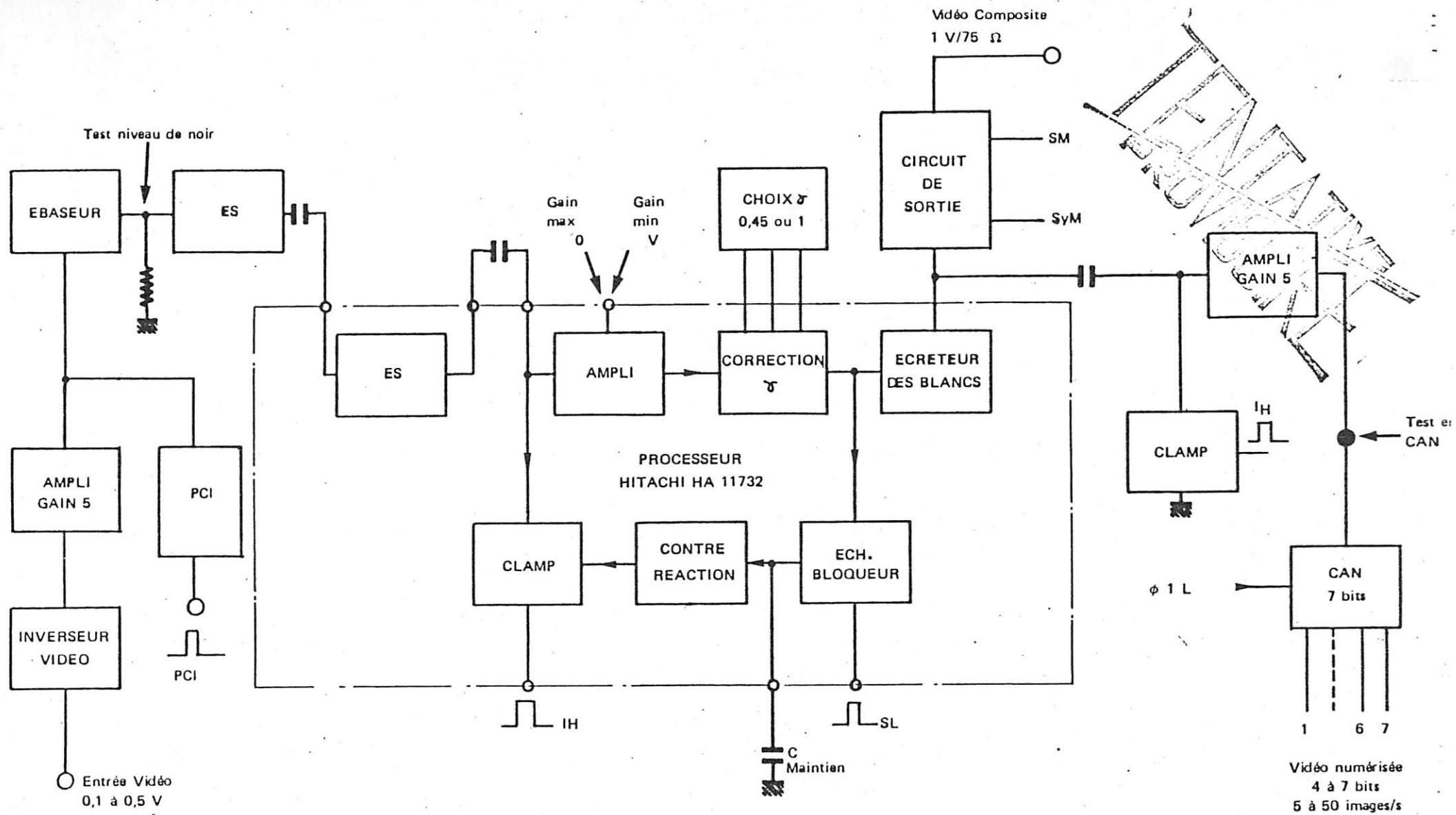
Note 3 : Le gain de l'amplificateur de numérisation doit être ajusté à quantifier la tension de référence CAN.

Note 4 : La tension de référence est ajustée à 8 volts.

Note 5 : Le CAN reçoit la phase ϕ_{1L} du DT.

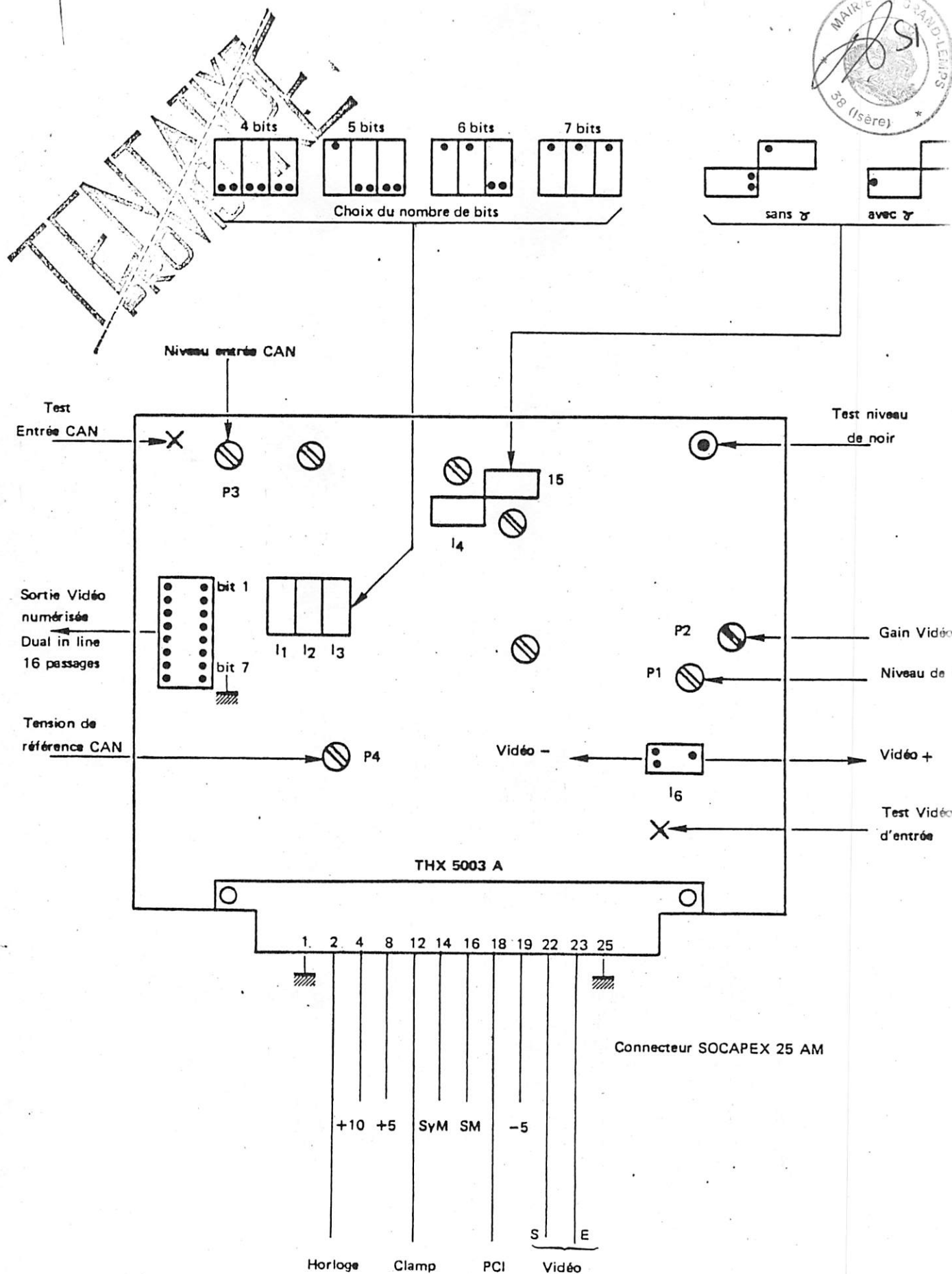
Note 6 : La stabilité de cette tension est assurée par la tension de référence du convertisseur.

Note 7 : Cette tension fixe le niveau de la vidéo (noir) et doit être stable à mieux que 0,1%.



THX 5003 A SCHEMA DE PRINCIPE





THX 5003 A - REPERAGE DES REGLAGES ET DES COMMUTATIONS



2.6. Principe théorique du Moiré et notre montage

2.6.1. Le phénomène.

Le principe de l'appareil consiste à projeter la lumière verte à travers une trame constituée de voies alternativement noires et transparentes de 5 à 25 μ m de largeur. On observe, ensuite, l'objet éclairé au travers de la même trame (réseau de Rouchi). On obtient donc un ensemble de plans éclairés et obscurs s'intersectant avec un objet en relief. Ils définissent un ensemble de franges matérialisant les courbes de niveau de cet objet par rapport à une surface plane de référence choisie parallèle à ces plans. Il est à noter que les courbes de niveau ne sont pas équidistantes et que les franges obtenues sont dues à un réseau de Rouchi d'une part, et d'autre part à la déformation de ce réseau par projection sur l'objet.

2.6.2. Calcul des densités.

La densité ou transmittance est caractéristique de la trame.

La trame elle-même se reconnaît :

- par le profil du réseau (X.Y)
- par son pas (a) de préférence infiniment petit et mesure l'espacement des courbes
- par le module F qui caractérise la variation de densité entre les zones du réseau. F est donc une fonction périodique standard.

$$F = \int \left[\frac{\varphi(xy)}{a} \right] = \begin{cases} 0 & \text{si } 0 \leq t \leq 1 \\ 1 & \text{si } 1 \leq t \leq 2 \end{cases}$$

Si nous superposons deux réseaux, la densité se répartit en un point comme le produit des densités de chaque réseau. En effet, la densité peut être considérée comme le coefficient de transmission de la lumière à travers le voisinage immédiat de ce point.

Si on superpose plusieurs réseaux, les densités se multiplient, tel que

$$F = F_1(x_1, y_1) \cdot F_2(x_2, y_2)$$

Seul l'effet macroscopique doit être tenu en compte.

Notre oeil ne peut voir que la partie standard des choses et ne distingue pas les points infiniment voisins. Nous appelons "partie standard" d'un point x , la tache de point x ($St(x)$) ou halo si x n'est pas infiniment grand. Notre oeil ne verra que la densité moyenne du halo.

La densité microscopique sera

$$P(x_0, y_0) = St \left(\frac{\iint_D F_1(xy) F_2(xy) dx dy}{\iint_D dx dy} \right)$$

où D est le domaine quelconque contenu dans le halo de (x_0, y_0) .

Ceci permet d'affirmer que :

théorème 1^e) Soit deux réseaux de profils γ et ψ , de module F et g et de pas infiniment petits. La densité macroscopique résultante dépend que de

$$\lambda = St \left(\frac{\gamma - \psi}{a} \right) \text{ et } \alpha = \frac{\psi}{a}$$

et vaut :

$$\frac{1}{2} \int_0^2 F(\alpha + \lambda) \gamma(\alpha) d\alpha = F * g(\lambda)$$

Ce théorème est le théorème qui constitue le fondement de notre théorie du Moiré. Il est énoncé d'emblée pour deux dimensions. Son analogue en dimension supérieure serait facile à établir.

MAIRIE de ... 54

Les franges : l'effet macroscopique de la superposition de deux réseaux, c'est à dire l'effet moiré, est entièrement décrit par la densité macroscopique. Si λ est const , cette valeur reste constante et les valeurs maxima comme les valeurs minima se répartissent le long des courbes. $\lambda = \lambda_{\text{max}}$ et $\lambda = \lambda_{\text{min}}$ dans le cas λ_{max} , le moiré est transparent alors que pour λ_{min} , il est plutôt opaque. Autrement dit, le moiré présentera des franges alternativement sombres et claires, parallèles aux courbes $\lambda = \text{const}$. La variation de la densité est donnée par la fonction $F * g(\lambda)$ et un module qui n'est autre que $F * g$.

Pour le réseau de module carré que nous utilisons

$$F(t) = \begin{cases} 0 & \lambda & 0 \leq t \leq 1 \\ 1 & \lambda & 1 \leq t \leq 2 \end{cases}$$

Si on superpose un réseau à module carré à un réseau de module F , le moiré a pour module la primitive de $\frac{1}{2} [F(\lambda) - F(\lambda-1)]$. Dans notre cas, F étant de module carré, le moiré a pour module

$$F(\lambda) = \begin{cases} \frac{\lambda}{2} & \lambda & 0 \leq \lambda \leq 1 \\ 1 - \frac{\lambda}{2} & \lambda & 1 \leq \lambda \leq 2 \end{cases}$$

La densité varie en dent de scie.

Les moiré locaux

Soit φ une fonction standard différentielle à l'ordre deux et supposons que nous observons dans le plan, à un grossissement infini γ le halo (x_0, y_0) sur un réseau de profil φ et de pas $\frac{a}{\gamma}$ (a très petit). Nous ne verrons que du gris. Cette image grossie est alors un réseau de pas a et de profil

$$\Phi(x, y) = \varphi\left(x_0 + \frac{x}{\gamma}, y_0 + \frac{y}{\gamma}\right) - \varphi(x_0, y_0)$$



Si nous superposons à ce réseau vu au microscope un autre réseau formé de droites parallèles aux courbes de niveau de Φ et de même pas, nous pouvons alors observer le moiré.

Théorème 2.

Dans les conditions que nous venons de décrire, si $t_a^2 = 1$, nous observons un moiré défini par le paramètre $\lambda = \varphi(xy)$, où Q est la forme quadralique associée à la dérivée seconde de q au point (x_0, y_0) . Autrement dit, si F et g sont les modules des réseaux indiqués ci-dessus, le moiré est décrit par la densité.

$$F(x, y) = F * g(Q(xy))$$

Si la forme quadralique Q est définie positive (ou négative), on observera donc des anneaux de Fresnel elliptiques.

Si $\gamma_a^2 > 1$ la figure est grossie
Si $\gamma_a^2 < 1$ la figure est rétrécie

Une application intéressante nous permet d'illustrer ce principe : si nous faisons glisser au hasard sur un réseau de profil inconnu Q au demis d'un point (x_0, y_0) d'un réseau étalon connu, à l'endroit où il apparaît des franges de moiré, nous déduirons :

- le module de grad Q car nous savons que les franges apparaissent là où les gradients des deux réseaux sont très voisins
- la direction de grad Q car nous savons que le moiré apparaît lorsque les courbes des deux réseaux sont tangentes
- la dérivée seconde de Q au signe près.

Théorème 3.

On observe un moiré local au point (x_0, y_0) dès que les profils de deux réseaux de même pas ont en ce point des gradients infiniment voisins : ce moiré local est constitué des anneaux de Fresnel associés au hémien de $\varphi - \varphi$ et est visible à un grossissement γ de l'ordre de $\frac{1}{\sqrt{a}}$

263 Détermination de xy et z .

2631 - Les Moiré de déformation.

Il s'agit de déterminer les relations mathématiques entre les franges et les profils des réseaux sous-jacents.

Dans la plupart des cas, les utilisations métrologiques du moiré constituent, comme nous l'avons indiqué dans l'introduction, à superposer un réseau de référence à l'une de ses copies infiniment si malement déformée. En général, la déformation est provoquée par une perturbation dont l'intensité peut être exprimée par un seul paramètre.

Le profil est fonction de ce paramètre

$$\varphi(t, x, y)$$

Le réseau de réf étant $\varphi(0, x, y)$

Nous pouvons énoncer le LEMME : si la fonction standard $(t, s, y) \mapsto \varphi(t, s, y)$ est continue et dérivable à droite en $t = 0$ et vérifie pour tout t de l'ordre de a les hypothèses du théorème 1, avec $\varphi = \varphi(0, \dots)$ et $\varphi = \varphi(t, \dots)$ alors, pour tout t infiniment petit du même ordre que a , on observera des franges de moiré qui matérialiseront les courbes de niveau de la dérivée de φ de t $(0, x, y)$. Autrement dit, les courbes $\lambda = \cos t$ sont exactement

les courbes d'équation

$$\frac{d\varphi}{dt}(0, x, y) = \sin\left(\frac{a}{t} \lambda\right)$$

Nous appelons le réseau $\lambda(x, y) = \sin\left(\frac{t}{a}\right) \cdot \frac{d\varphi}{dt}(0, x, y)$ [1] réseau dérivé du réseau initial par rapport à la déformation, il est obtenu comme suit :

$$\lambda(x, y) = \sin\left[\frac{\varphi(t, x, y) - \varphi(0, x, y)}{a}\right]$$

pour t petit et > 0

$$\frac{\varphi(t, x, y) - \varphi(0, x, y)}{t} = \frac{d\varphi}{dt}(0, x, y)$$

donc si t est du même ordre que a , on obtient (1).



Nous appelons déformation la superposition à un réseau de profil $\varphi(x, y) = \varphi(0, x, y)$ à un réseau de profil $\varphi(t, x, y)$, perturbation du précédent. Ceci peut être une déformation du support du réseau. Cette déformation se décrit mathématiquement comme un déplacement de ses points $x \mapsto x(t)$ et $y \mapsto y(t)$, d'où

$$(x, y) \mapsto (x(t), y(t)) = D^t(x, y)$$

la déformation fonctionnelle du profil sera

$$\varphi(t, x, y) = \varphi(D^t(x, y))$$

d'où

$$\frac{d\varphi}{dt}(0, x, y) = \frac{d\varphi}{dx}(x', y') x'(0) + \frac{d\varphi}{dy}(x, y) y'(0)$$

Note importante : si nous superposons deux réseaux identiques, de sorte que l'un soit *tourné* d'un angle infiniment petit du même ordre que α , les franges donneront des courbes de niveau

$$\eta = \frac{d\varphi}{dx} - \alpha \frac{d\varphi}{dy}$$

L'étude de la projection d'un point de trame sur un plan, nous permet d'aborder la topométrie au sens strict. La projection de la trame sur la surface $z = p(x, y)$ est un point dont nous désigneront les deux premières coordonnées par x' et y' . C'est donc le point $(x', y', p(x', y'))$. Lorsque l'œil de l'observateur se trouve en $(Ht, 0, H)$, ce point se superpose par perspective à un autre point de réseau, que nous désignons par x'' , y'' .

Il est clair que la déformation du réseau induit par le changement de perspective s'exprime par la relation

$$\varphi(t, x, y) = \varphi(0, x'', y'') = \varphi(x', y')$$

Pour obtenir la fonction $\varphi(t, \dots)$, nous allons calculer x'' , y'' en fonction de t , x , y et les remplacer par les expressions obtenues dans $\varphi(x'', y'')$. Or, nous avons les relations de proportionnalité

$$\frac{x'' - x}{H} = \frac{-p(x'y')}{H - p(x'y')}$$

$$y'' - y = 0$$

et aussi $\frac{x'}{x} = \frac{y'}{y} = 1 - \frac{p(x', y')}{H}$

Posons $r = \frac{x'}{x} = \frac{y'}{y}$

La dernière relation ci-dessus nous donne :

$$(1-r)H = p(rx, ry)$$

qui définit la fonction implicite $(x, y) \mapsto r$ lorsque

$$\left| x \frac{dp}{dx} + y \frac{dp}{dy} \right| < H$$

Remplaçant x' , y' par $rx(x, y)$ et $yr(x, y)$ dans les deux premières relations, il vient :

$$x'' = x + H \left[1 - \frac{1}{r(x, y)} \right]$$

$$y'' = y$$

et par conséquent

$$\varphi(t, x, y) = \varphi\left(x + tH \left[1 - \frac{1}{r(x, y)} \right], y\right)$$

Donc, d'après le LEMME, les équations représentant les franges sont

$$\lambda = St\left(\frac{a}{r}\right) \frac{d\varphi}{dt}(0, x, y) = St\left(\frac{r}{a} H \left[1 - \frac{1}{r(x, y)} \right] \right) \frac{d\varphi}{dx}(x, y)$$

Dans notre cas où le réseau est linéaire. Les franges de Moiré observables pour t du même ordre que a , sont des courbes de niveau $p(x,y) = \lambda n$ de la surface ; elles sont d'autant plus serrées que $\frac{t}{a}$ est grand

ici
$$\lambda = St \left(\frac{t}{a} \right) \cdot [-p(x,y)] A$$

C'est cette théorie que nous allons appliquer dans notre topologie de petits objets.

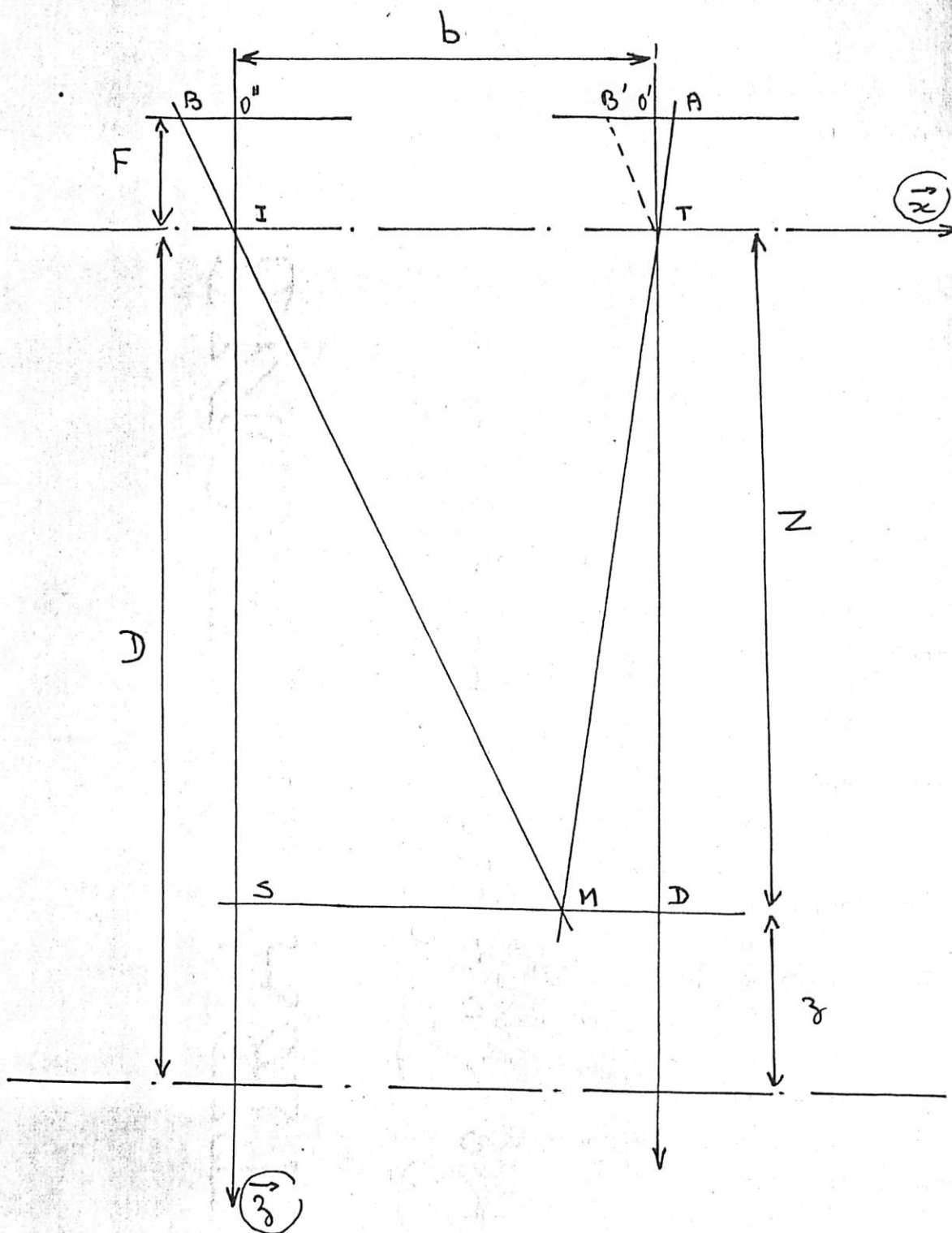
2632 - Calcul moiré de déformation appliqué ici.

Si ψ est le profil de la déformation du réseau sur la dent en relief et ϕ le réseau identique au premier, λ dépend de la dent. Il faut donc calculer x , y et z , coordonnées du point M dans les repères suivants :

- centres optiques I (injecteurs) et T (transmetteurs)
- les repères ortho normés $(P, \bar{x}, \bar{y}, \bar{z})$ tel que
 - $\bar{x}$ est la direction IT
 - $\bar{z}$ l'axe principal de l'objectif de projection
 - $\bar{y}$ tel le trièdre $\bar{x} \bar{y}$ et $\bar{z}$ soit direct
- soient deux trames positionnées orthogonalement à $\bar{z}$ à la distance F des centres optiques des objectifs
- soit M un point de coordonnée x y et z
- soient A et B les intersections des droites IM et TM avec les trames de prise de vue et de projection
- Soient O' et O'' les intersections respectives des axes principaux des objectifs d'injectioction de lumière et de transmission d'image avec leurs trames correspondantes
- soit un point B' situé sur la trame tel que

$$\overline{O'B'} = \overline{O''B}$$

FIGURE 3



On ne connaît rien du profil ψ . Les deux trames identiques, on peut utiliser un point auxiliaire B' tel que $\overline{O'B'} = \overline{O''B}$ d'où

$$\psi(B) = \varphi(B')$$

$$\lambda = \frac{\varphi(x'y') - \psi(x''y'')}{a} = \frac{\varphi(x'y') - \varphi(x''+b, y')}{a}$$

Les trames étant des réseaux de Ronchi

$$\forall x, y \quad \varphi(x, y) = x$$

d'où

$$\lambda = \frac{x' - (x'' + b)}{a}$$

Mais il faut déterminer le profil en fonction des éléments par rapport à la dent. Cela revient à calculer x' et x'' en fonction de x , y et z

$$\frac{F}{z} = \frac{\overline{O'A}}{\overline{DM}} = \frac{\overline{O''B}}{\overline{SM}} = \frac{\overline{O'A} - \overline{O''B}}{-\overline{DM} + \overline{SM}} = \frac{\overline{O'A} - \overline{O''B}}{\overline{SD}}$$

Or
$$x' - b - x'' = \frac{F \cdot b}{z}$$

$$\lambda = \frac{F \cdot b}{z \cdot a}$$

On montre ainsi que le profil λ ne dépend que de z .



264 Etude métrologique du montage.

Le profil ne dépend que de z et peut s'exprimer par la formule

$$\lambda = \frac{b \cdot F}{a \cdot z}$$

Nous pouvons déterminer les coordonnées exactes d'un point M (x,y,z) ; point quelconque de l'objet.

Les valeurs données par la trame sont

- x et y, coordonnées d'un point par rapport aux balayage de la trame

- n, nombre de franges comptées à partir d'un plan de référence que nous avons situé environ à 13 mm du centre optique des objectifs et perpendiculaire à l'axe principal de ces objectifs.

2641) Calcul de x, y, z.

A 1.1 Calcul des éléments altimétriques.

A 1.1.1. Calcul de z.

Soit D la distance qui sépare le plan de référence et les centres optiques des objectifs.

$$Z = D - z \text{ (voir figure)}$$

Soit n le nombre de franges comptées à partir du plan de référence choisi. On a

$$\begin{aligned} n &= \frac{\lambda_z - \lambda_D}{2} \\ &= \frac{b \cdot F}{2a z} - \frac{b \cdot F}{2a D} \\ &= \frac{b F z}{2a D (D - z)} \\ z &= \frac{2a D^2 n}{b F + 2a D n} \end{aligned}$$

Note : le nombre n est un rationnel.

A 1.1.2. Calcul de l'inter frange H.

L'espace entre deux courbes dépend de z.

On a

$$\lambda = \frac{b F}{a z}$$

en dérivant λ par rapport à z

$$d\lambda = - \frac{b F}{a z^2} dz$$

d'une zone sombre à une zone claire la variation de la valeur de λ est égale à 1 donc $d\lambda = 1$

Si H est la différence de niveau entre deux courbes consécutives

$$H = \frac{2 a z^2}{b F}$$

donc H varie en fonction de z.

Comme $Z = D - z$

$$H = \frac{2a}{bF} \cdot D^2 - \frac{4a}{bF} Dz + \frac{2a}{bF} z^2$$

1.1.3. Erreur commise sur z en négligeant H.

la variation de H en fonction de z

Négliger λ revient à poser

$$H = \frac{2a D^2}{b F}$$

L'altitude z sera alors le produit de H par le nombre de franges comptées à partir du plan de référence choisi

$$\begin{aligned} z &= n H \\ &= \frac{2a D^2}{b F} \cdot n \quad (3) \end{aligned}$$

En posant z f(c) de (2) la valeur Δz est :

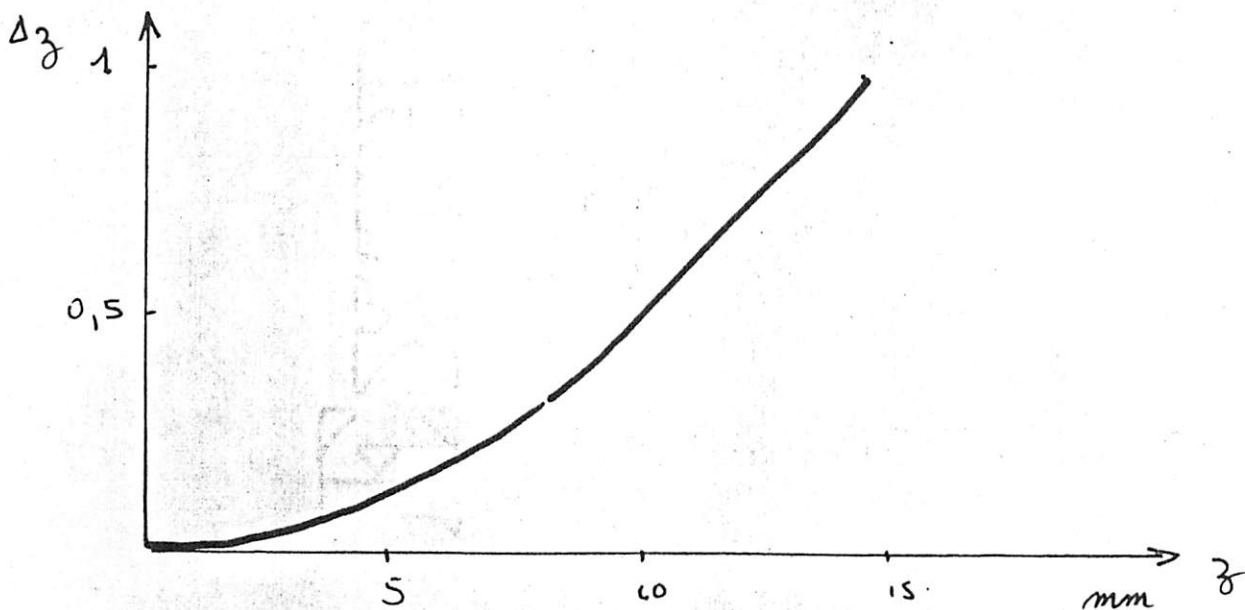
$$\begin{aligned} \Delta z &= \frac{2a D^2 n}{b F + 2a D n} - \frac{2a D n}{b F} \\ &= \frac{2a D^2 n}{b F} \cdot \frac{2a D n}{b F + 2a D n} \end{aligned}$$

Or (3) nous donne

$$\frac{2a Dn}{b F + 2 a Dn} = \frac{z}{D}$$

donc $\Delta z = \frac{z^2}{D}$

La courbe $\Delta z = f(z)$ pour notre objet est :



A 1.2. Calcul des éléments planimétriques.

A 1.2.1. Calcul de x et y.

L'échelle (e) est connue (D connue), une photo est une projection conique de centre P, centre optique de l'objectif de prise de vue sur le plan contenant le film. Les coordonnées x et y d'un point mesuré sur la trame devront subir les transformations suivantes :

$$X = e.x - \Delta x$$

$$Y = e.y - \Delta y$$

$$\frac{\Delta x}{z} = \frac{ex}{D}$$

et

$$X = ex - \frac{exz}{D}$$

$$\frac{\Delta y}{z} = \frac{ey}{D}$$

$$Y = ey - \frac{eyz}{D}$$

d'où

$$X = ex \left(1 - \frac{z}{D}\right)$$

$$Y = ey \left(1 - \frac{z}{D}\right)$$

A 1.2.2. Erreur commise sur X et Y en négligeant la
perspective.

$$\Delta x = \frac{Xz}{Dz}$$

$$\Delta y = \frac{Yz}{Dz}$$

2.7. Etude des différents paramètres du montage.

- 2.7.1. Distance séparant les centres optiques des objectifs de l'appareil et le plan de référence.

L'appareil est réalisé de telle sorte que la mise au point optique de ses deux objectifs soit réalisée sur un plan situé à 13 mm du prisme de réflexion.

Notre plan de référence fixé sur le pointeau est donc à une distance de 13 mm.

$$D = 13 \text{ mm}$$

- 2.7.2. Pas de trame (a).

Il s'agit de réseau de Rouchi comprenant 10 ou 20 traits par mm.

Le pas a est donc égal à

$$a = \frac{2}{N}$$

$$a = 0,05 \text{ mm ou } 0,025 \text{ mm}$$

- 2.7.3. Base de prise de vue (b).

Les deux objectifs de prise de vue et de projection sont séparés par une distance b appelée base de prise de vue.

$$b = 7 \text{ mm}$$

- 2.7.4. Distance focale entre les trames et les centres optiques des objectifs.

La mise au point est réalisée à une distance de 13,5 mm, la focalisation est à $F : 4$, F étant la distance focale équivalente de l'objectif, mais la valeur de F est donnée par

$$\frac{1}{F} + \frac{1}{D} = \frac{1}{f}$$

$$\text{d'où } F = 5,682 \text{ mm}$$

MAIRIE de COC
67

— 2.7.5. Coefficient caractéristique de l'appareil.

Toutes les formules calculant les éléments altimétriques, le profil du moiré λ , l'interfrange H , l'altitude par rapport à un plan de référence z , peuvent être exprimées en fonction d'un coefficient K tel que :

$$K = \frac{2a}{bF}$$

Les formules deviennent

$$\lambda = \frac{2}{kz}$$

$$z = \frac{kD^2}{1 + kDm}$$

$$H = kz^2$$

ici $K = 2,52 \cdot 10^{-3}$

2.8. Influence sur z des erreurs commises sur les différents paramètres.

— 2.8.1. Sur les paramètres de construction.

Ils sont indépendants des conditions d'utilisation

a : pas du réseau

b : base de prise de vue

F : la distance séparant les trames des centres

D : distance de mise en référence

optiques des objectifs.

Pour ne pas influencer z :

2.8.1.1. Sur le pas de trame a

$$z = \frac{2aD^2m}{bF + 2aDm}$$

$$\Delta z = \frac{2bD^2Fm}{(bF + 2aDm)^2} \Delta a$$

en dérivant z par rapport à a

2.8.1.2. Sur la valeur b

$$\Delta z = \frac{2a D^2 F n}{(bF + 2a D n)^2} \Delta b$$

2.8.1.3. Sur la valeur F

$$\Delta z = \frac{2a b D^2 n}{(bF + 2a D n)^2} \Delta F$$

2.8.1.4. Sur la valeur D, distance de l'appareil
au plan de référence

$$\Delta z = \frac{4a D n (bF + a D n)}{(bF + 2a D n)^2} \Delta D$$

2.8.1.5. Sur les éléments mesurés

Ce sont les paramètres qui devront être mesurés à chaque utilisation de l'appareil. Il s'agit en fait de n, le nombre de franges comptées à partir du plan de référence. Cette valeur nous est donnée au captage.

L'erreur commise sur n dépend de la méthode utilisée pour l'interprétation de l'image

$$\text{ici } \Delta z = \frac{2a b D^2 F}{(bF + 2a D n)^2} \Delta n$$

2.8.2. Conclusion.

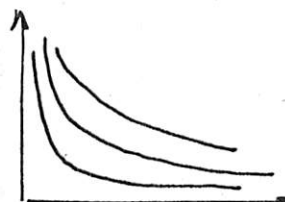
On peut établir la précision nécessaire pour chacun des éléments connus. Il suffit pour cela d'établir les courbes.

$$\Delta a = F(n \Delta z)$$

$$\Delta b = F(n \Delta z)$$

$$\Delta F = F(n \Delta z)$$

$$\Delta D = F(n \Delta z)$$



qui sont des hyperboles

$$\Delta n = F(n \Delta z)$$

qui sont des droites de formules $y = ax + b$

A titre d'exemple, pour un objet placé à 1,80 m de l'appareil avec 0,1 m de champ utile (20 franges), pour avoir une précision de 50 microns, il faut une précision de :

$$\text{sur } z : 50 \text{ } \mu$$

$$a : 0,2 \text{ } \mu$$

$$b : 200 \text{ } \mu$$

$$F : 80 \text{ } \mu$$

$$n : 0,01$$

Nous pouvons donc admettre que si

x y z sont les coordonnées d'un point de l'objet

n le nombre de franges

x et y les coordonnées d'un point M' image de M par rapport aux axes de photo moirée

$$Z = D - z$$

$$x = e.x \left(1 - \frac{z}{D}\right)$$

$$y = e.y \left(1 - \frac{z}{D}\right)$$

Or les caractéristiques du plan topographique sont

$$z = H.n$$

$$X = e.x$$

$$Y = e.y$$

avec H différence de niveau entre deux courbes
e échelle du plan.

Les courbes de niveau définissent des plans équidistants
et la projection du modèle sur le plan est une projection culindrique.

Une photo moirée n'est donc pas un plan topographique.
En faisant subir aux mesures faites les transformations décrites
ci-dessus, on obtient des précisions topographiques.



Il est aussi possible d'opérer les approximations suivantes :

$$X = e x$$

$$Y = e y$$

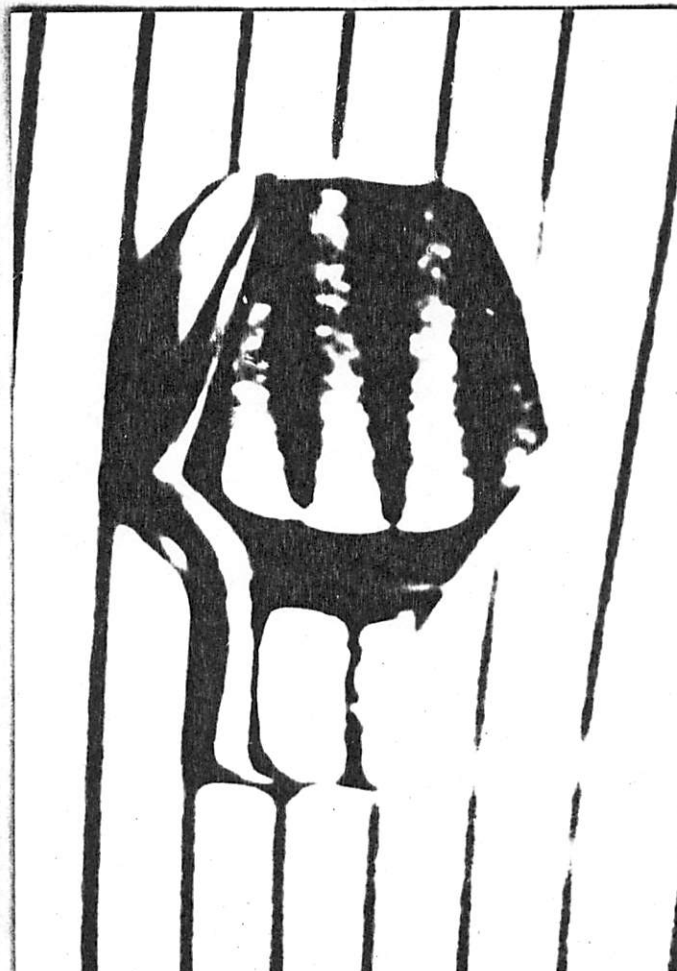
$$Z = \frac{2aD^2}{b.F}$$

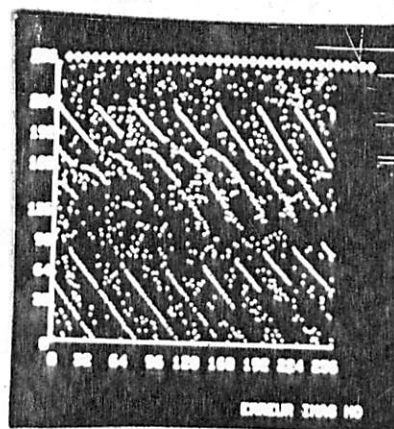
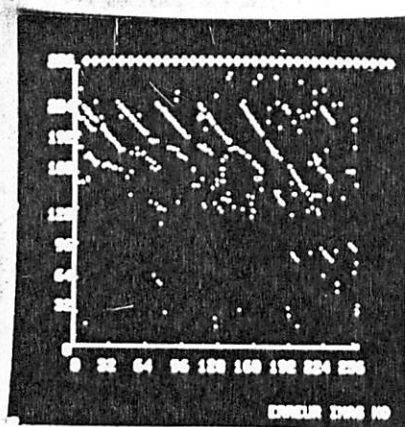
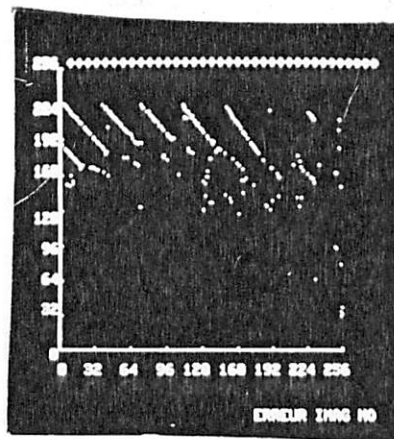
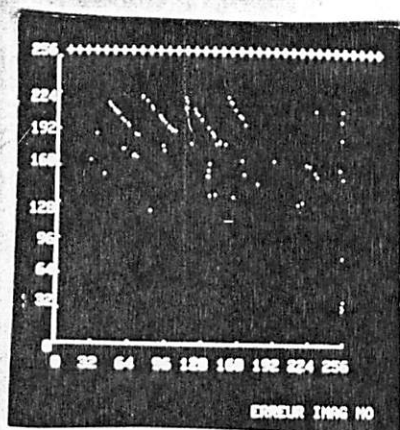
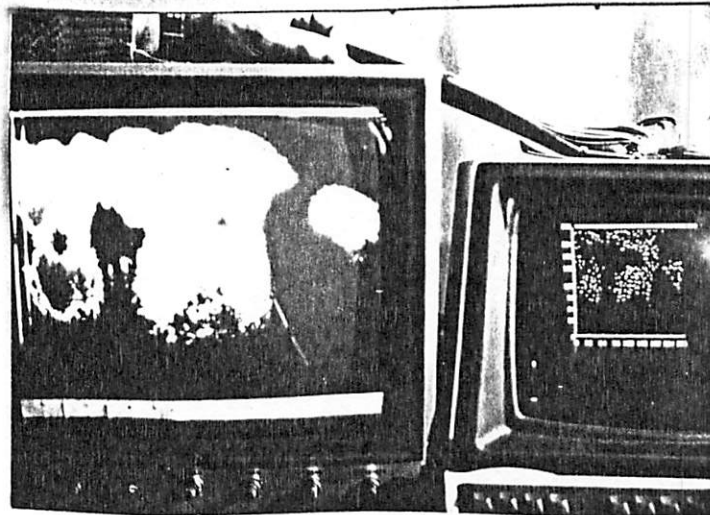
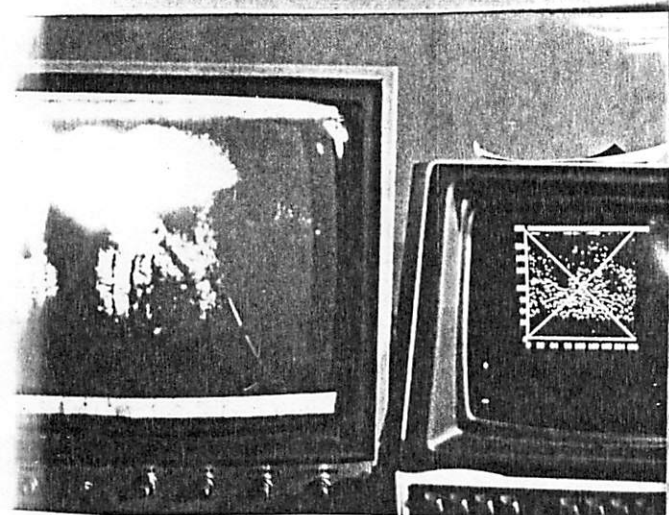
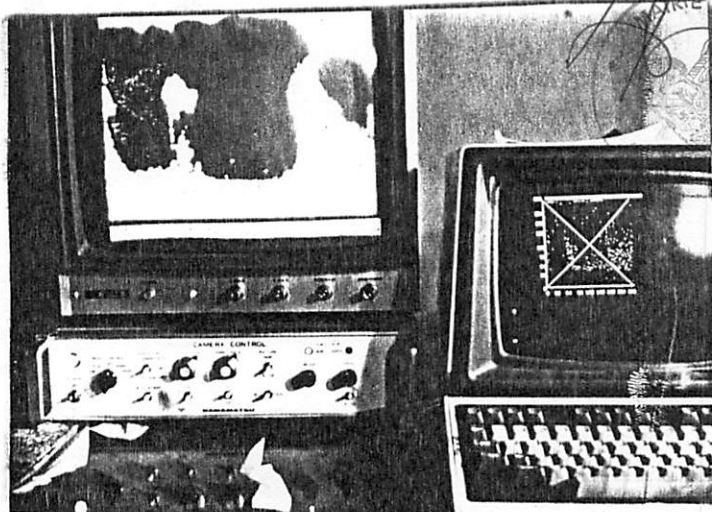
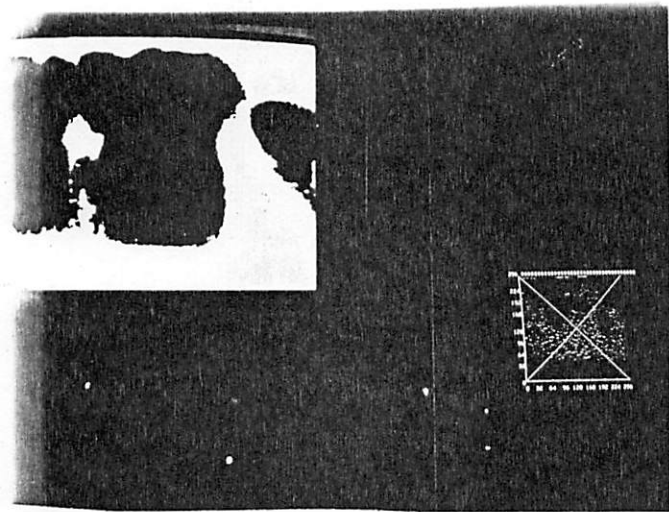
En utilisant les paramètres calculés

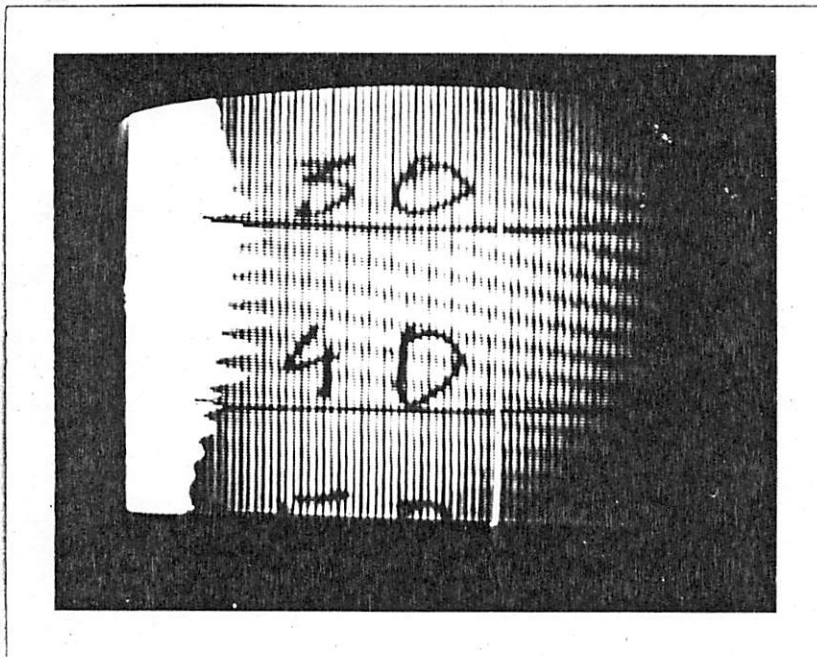
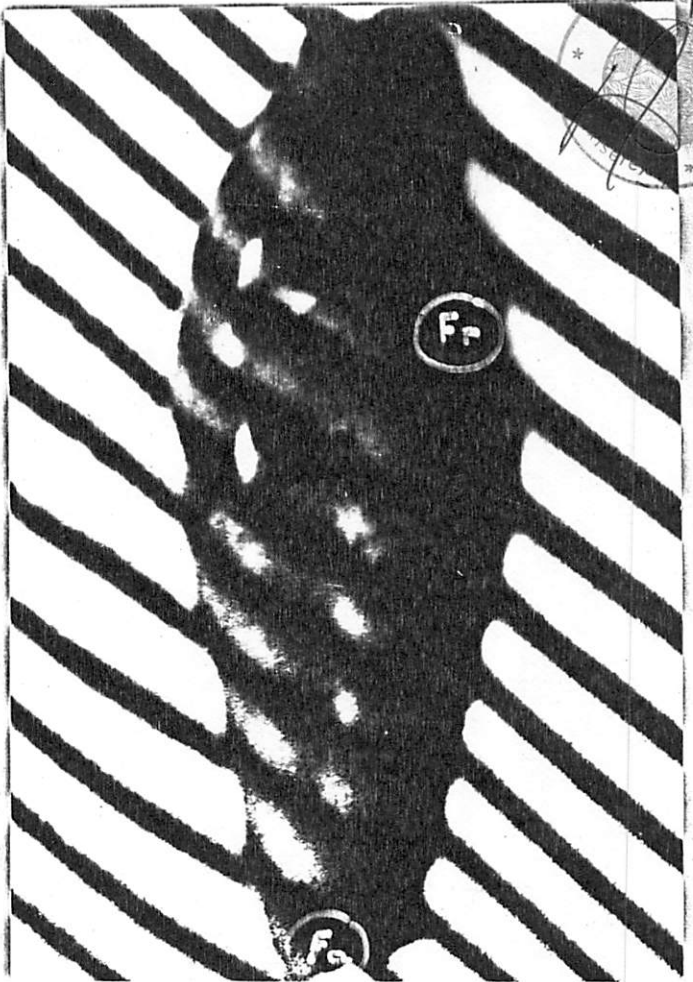
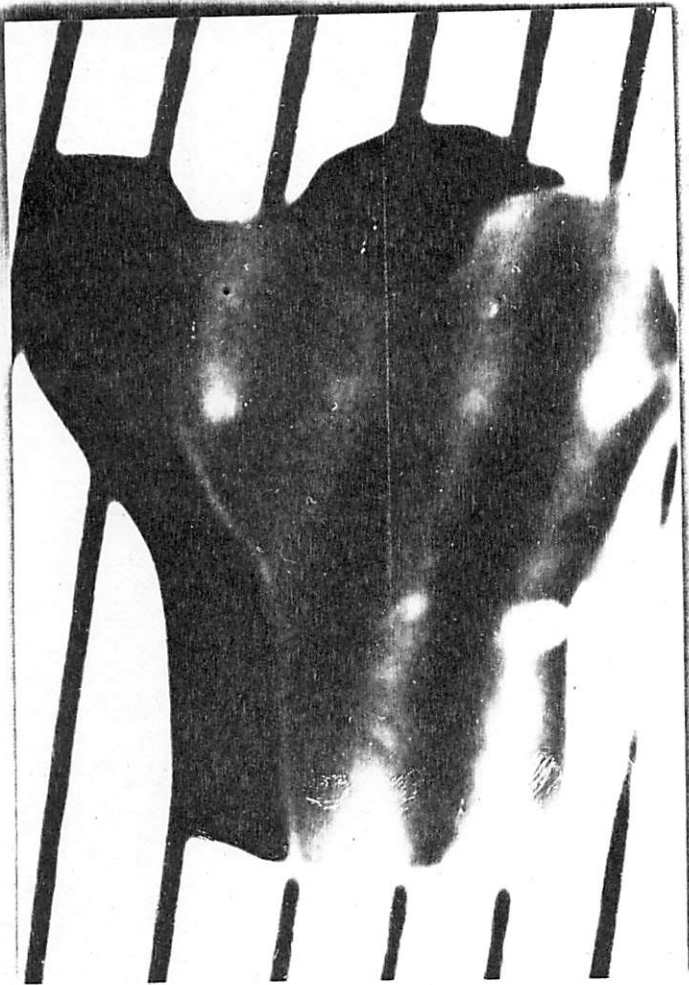
$$H = \frac{2aD^2}{b.F}$$

$$H = \frac{2 \cdot 0,05 \cdot 156}{7 \cdot 5,682} = 0,392 \text{ mm}$$

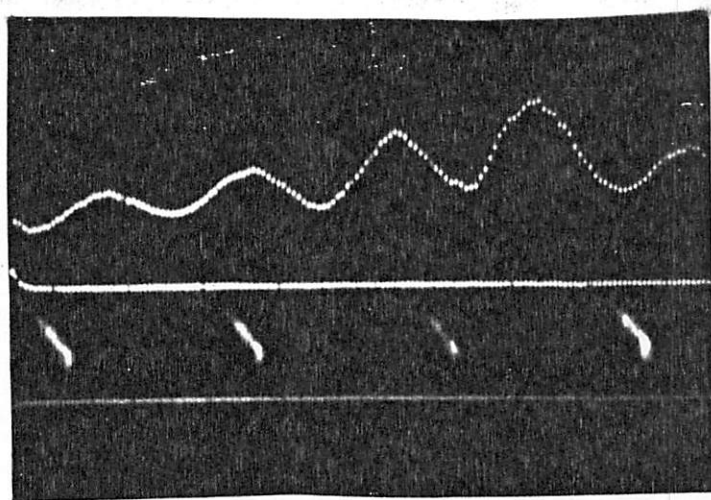
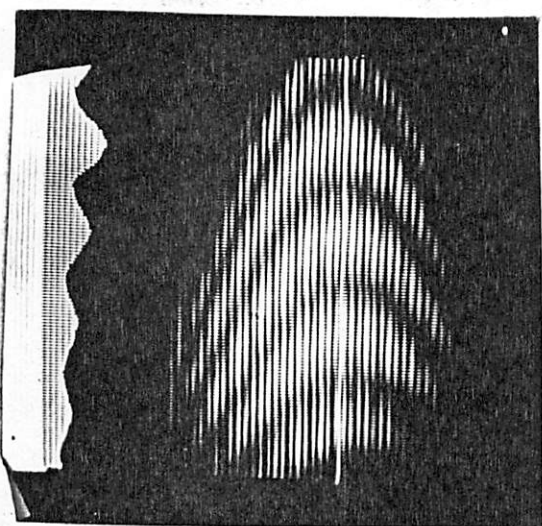
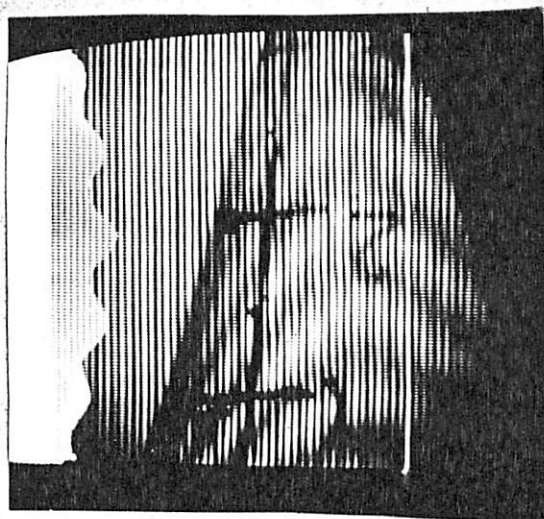
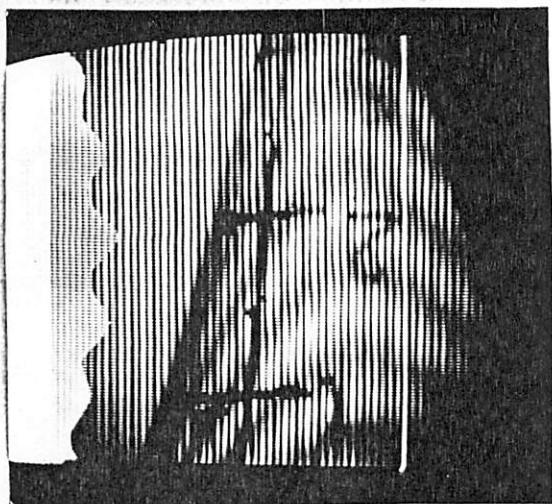
Donc sur notre dent, on peut espérer avoir 10 franges.
Nombre multiplié par 2 si la trame fait 25 μ .







MAIRIE 23
38 (Isère)



III - Logiciel de transformation.

3.1. Position du problème.

Le but de cette partie est de préciser les moyens automatisables permettant le passage de $x y z$ à $X Y Z$.

Le plus important est que la mesure de phase soit précise. En fonction des exigences de précision, nous aborderons la notion de basse résolution (double vue) et haute résolution (hétérodynage).

3.2. Système basse résolution.

En adoptant comme point de départ la phase moiré, nous allons détailler les étapes permettant d'aller jusqu'à la distribution de la forme de l'objet.

La première étape consiste à idéaliser le réseau de franges de moiré pour pouvoir ensuite débiter son interprétation.

Les réseaux de franges sont perturbés par plusieurs parasites

a) texture de l'objet

b) effet de bruit de l'électronique de saisie

(tube vidicon, matrice CCD, bruit hard Ware ...)

Le but du module d'acquisition serait d'idéaliser cette distribution (étalée sur 128 niveaux) jusqu'à une distribution binaire (2 niveaux 0 et 1) ayant tous les avantages de régularité et continuité spéciales désirée.

Il faut chronologiquement éliminer le bruit électronique et prendre en compte la fonction de transfert du système imageur.

Ce bruit électronique hardware possède la propriété d'être de moyenne nulle, ainsi cette qualité sera utilisée dans son élimination. En procédant à plusieurs relectures (16 maximum), nous ajoutons 16 fois le signal + bruit. Nous divisons ensuite le nombre obtenu par le nombre de lecture. Comme la moyenne du bruit est quasi nulle, le rapport signal/bruit sera toujours augmenté.



c) correction de la non linéarité du capteur

(déconvolution instrumentale de la fonction de transfert)

Un système imageur classique digitalisant à grande cadence d'horloge ($> 1\text{MHz}$) l'image à analyser, possède des caractéristiques propres qui entachent l'image de sortie d'erreurs systématiques. En effet, la sensibilité d'un capteur est toujours non linéaire et requiert des temps de calculs énormes (typiquement pour une image $N \times N$, une résolution d'un système linéaire surdimensionné $N^4 \times N^4$ est nécessaire).

En moiré, nous avons décidé d'inclure la déconvolution instrumentale dans une extraction ad hoc des informations utiles qui sera conduite sur la base d'un traitement d'histogramme qui offrira l'avantage double de lisser le bruit d'émulsion d'une part, et de s'affranchir des nécessités de déconvolution d'autre part.

3.2.1. Saisie effective : séparation et isolation du réseau de franges

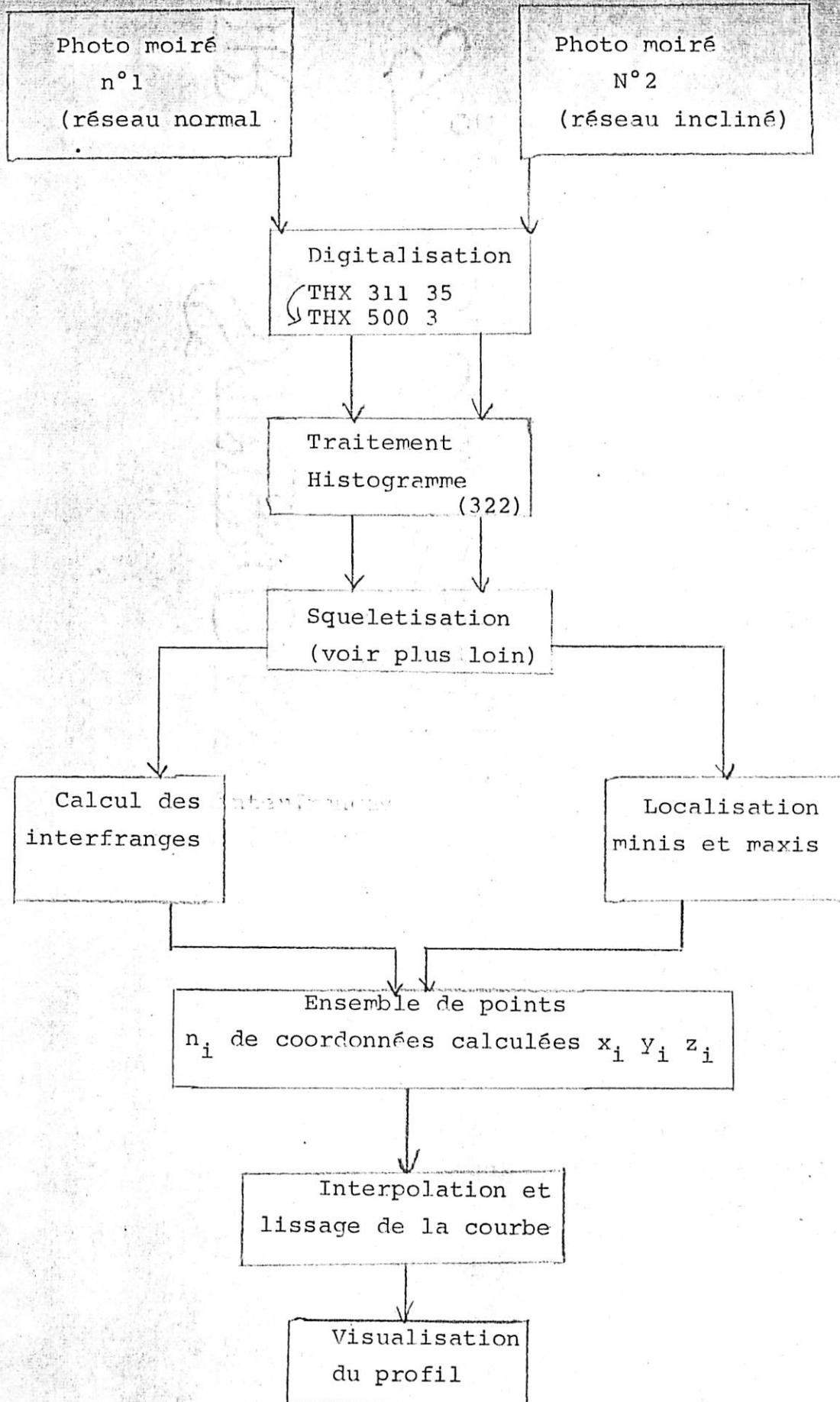
Ce procédé développé ici tient compte des remarques précédentes ; à savoir

- indépendance vis à vis de caractéristiques du capteur
- lissage du bruit de filtrage

Pour ces raisons, nous utilisons une saisie par histogramme (ignorant la perturbation de bruit).

3.2.2. Principe de l'histogramme.

L'histogramme d'une image de franges moirées se présente sous une forme quasi bimodale ; l'acquisition se fera en ajustant l'histogramme mesuré à un histogramme exactement bimodale.



Résumé du principe basse résolution

puis sous la forme:

$$h(i) = \frac{P_1}{\sigma_1} \exp\left(-\frac{(i-\mu_1)^2}{2\sigma_1^2}\right) + \frac{P_2}{\sigma_2} \exp\left(-\frac{(i-\mu_2)^2}{2\sigma_2^2}\right)$$

de telle sorte à trouver un seuil (adaptatif) de manière à séparer au maximum les pics relatifs aux noirs (μ_1) et blancs (μ_2)

De plus dûs aux problèmes de texture de l'objet la densité du cliché va varier de façon importante (de plus de 150%); ainsi la saisie va être organisée de manière adaptative en divisant l'image en fenêtres de traitements (typiquement 64 fenêtres 32x32)

A ce moment l'image se présentera sous la forme d'un réseau de franges épaisses; que l'on traitera par la suite au moyen d'un algorithme de squelettisation classique qui réduit une figure épaisse; à une figure de largeur unité par simulation sur processeur séquentiel d'opérations parallèles.

A cette étape du procédé; l'image moiré est sous la forme d'un réseau de franges d'épaisseur 1 point image; continues et régulières.

L'analyse; en vue de la caractérisation de formes peut alors commencer.

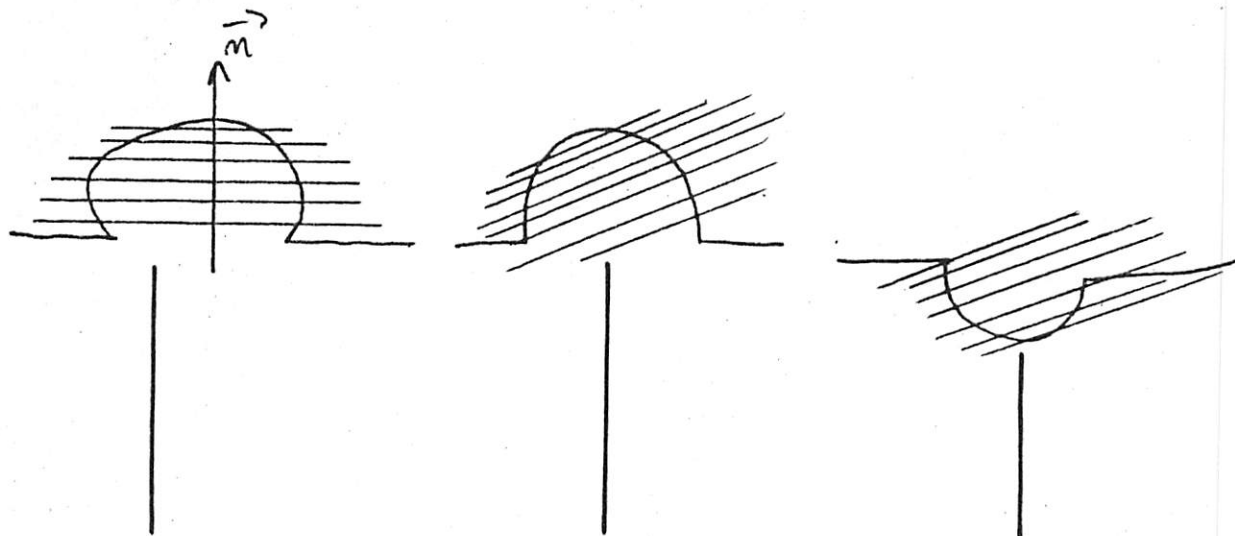
Nous allons détailler; maintenant les procédés d'analyse de tels clichés.

Analyse géométrique

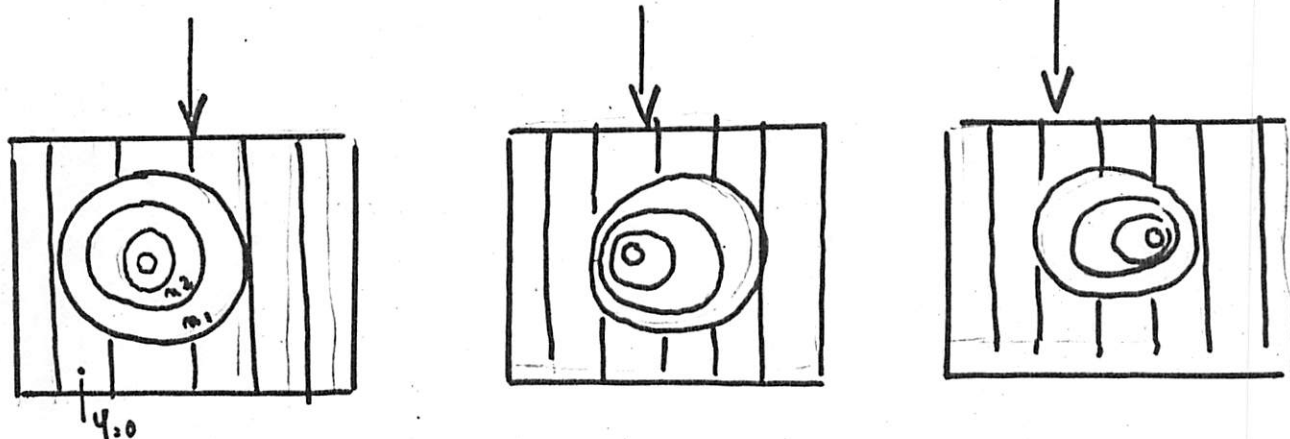
Ces franges présentées sur de telles images (dans le cas du système à basse résolution) sont des courbes de niveau de l'objet; de sa géométrie visible.

La partie théorique précédente indique comment grâce aux valeurs des interfranges (courbes de niveau) on peut déduire la géométrie de l'objet.

Le seul problème qui subsiste est l'ambiguïté de $2 K \pi$ sur la valeur de la phase des franges; autrement dit; comment savoir si une frange à contour fermé; représente un minimum local ou un maximum. Cette ambiguïté est levée en utilisant une technique empruntée à l'interférométrie holographique; et qui consiste à incliner le réseau de franges par rapport à la normale de l'objet:

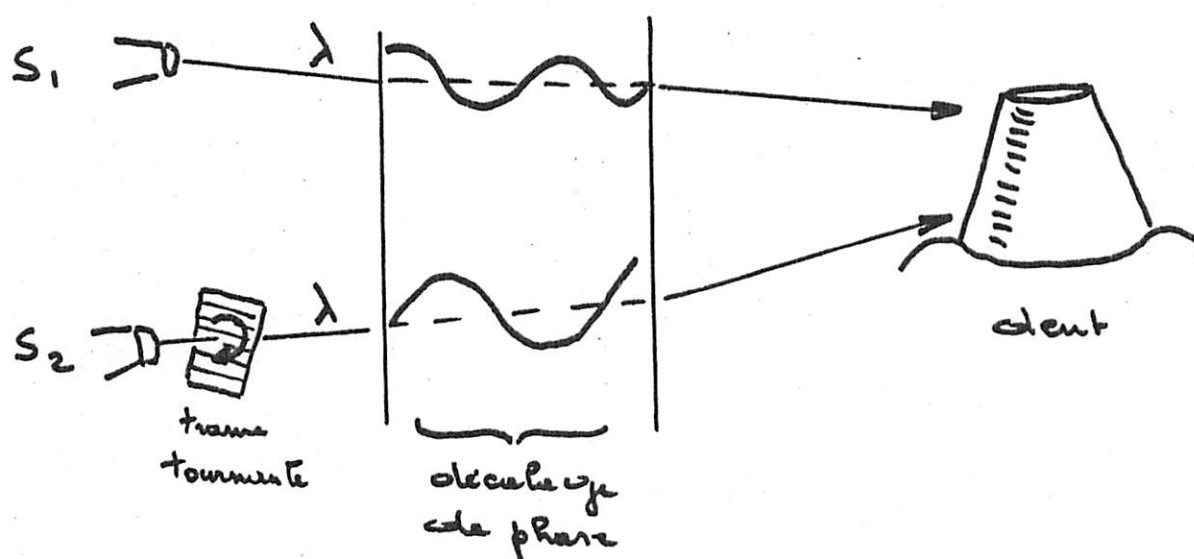


et en observant le déplacement des franges. On pourra aussi identifier si le maximum est un creux ou une bosse.



3.3. Système haute résolution.

Ce système permet d'atteindre des précisions de l'ordre de $\lambda/500$ à $\lambda/1000$. Le degré ne nous intéresse pas mais il reste disponible si le besoin s'en fait sentir.



Système haute résolution

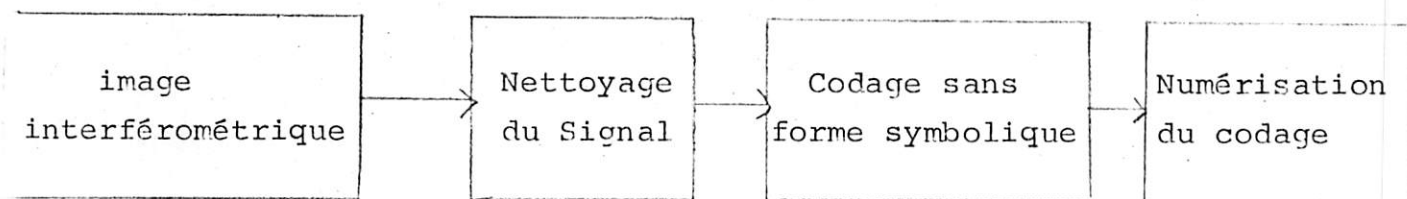


IV MISE EN FORME DU SIGNAL MOIRE

4.1. Problèmes apparaissant à la saisie des données

Les données servant de format d'entrée au système sont arrangées sous forme d'image, plus précisément d'interférogrammes moiré.

Cette image contient un signal utile codé sous forme de franges d'interférences, l'extraction des informations se fera selon la chronologie suivante:



Les différentes étapes correspondent chaque fois à une diminution de l'information extraite, donc à une augmentation de sa signification.

Il faut signaler que les signaux utiles sont enregistrés sur un support et que leur restitution entraîne toujours un bruit.

Pour minimiser les erreurs d'interprétations en bout de chaîne de mesure, ce signal doit être extrait de la meilleure façon possible du bruit qui l'entoure. Cependant l'extraction de l'information utile ne peut pas se faire indépendamment du traitement que l'on veut faire subir à cette information. La forme codée ultime par laquelle se traduit l'information contenue dans l'interférogramme est uniquement la forme des franges d'interférences.

- 4.1.1. Acquisition digitale de l'image

Une image est un phénomène essentiellement analogique donc à variations continues, un système informatique ne peut lui, travailler qu'avec des valeurs digitales donc discrètes; un des premiers problèmes rencontrés à la saisie des images est donc la caractérisation de l'interface de conversion digitale analogique.

4.1.1.1. Echantillonnages d'images

Soit $F_I(x, y)$ une fonction bidimensionnelle image définie par

$$\left\{ \begin{array}{ccc} \mathbb{R}^2 & & \mathbb{R}^+ \\ (x, y) & \xrightarrow{F_I} & z = F_I(x, y) \end{array} \right. \quad (1)$$

caractérisant par exemple l'intensité lumineuse réfléchiée par une image.

L'échantillonnage, donc la discrétisation de cette image sera le produit de cette fonction par

$$S(x, y) = \sum_{j_1} \sum_{j_2} \delta(x - \Delta x \cdot j_1, y - \Delta y \cdot j_2) \quad (2)$$

représentant un tableau de fonctions Dirac arrangées suivant un maillage de caractérisations rectangulaires Δx et Δy .

L'image échantillonnée sera représentée par:

$$F_{ECH} = F_I(x, y) \cdot S(x, y) = \sum_{j_1} \sum_{j_2} F_I(j_1 \Delta x, j_2 \Delta y) \cdot \delta(x - j_1 \Delta x, y - j_2 \Delta y) \quad (3)$$

Les critères de validité d'échantillonnage sont déduits en prenant la transformée de Fourier de l'image, soit

$$F_{ECH}(\omega_x, \omega_y) = \iint F_{ECH}(x, y) \exp(-i\omega_x \cdot x - i\omega_y \cdot y) dx dy \quad (4)$$

En utilisant les théorèmes sur les transformées de Fourier l'image échantillonnée peut être exprimée comme la convolution des transformées de Fourier de l'image originelle $F_I(\omega_x, \omega_y)$ et de la TF de la fonction d'échantillonnage $\mathcal{J}(\omega_x, \omega_y)$

$$F_{ECH}(\omega_x, \omega_y) = \frac{1}{(2\pi)^2} F_I(\omega_x, \omega_y) \otimes \mathcal{J}(\omega_x, \omega_y) \quad (5)$$

où

$$F(\omega_x, \omega_y) = \frac{4\pi^2}{\Delta x \Delta y} \sum_{j_1} \sum_{j_2} \delta\left(\omega_x - j_1 \frac{2\pi}{\Delta x}, \quad (6) \quad \omega_y - j_2 \frac{2\pi}{\Delta y}\right)$$

On supposera ici que le spectre de l'image originale est limitée de telle sorte que

$$F_I(\omega_x, \omega_y) = 0 \quad \text{pour} \quad \begin{cases} |\omega_x| > \frac{2\pi}{\Delta x} \\ |\omega_y| > \frac{2\pi}{\Delta y} \end{cases} \quad (7)$$

en explicitant (5)

$$F_{ECH} = \frac{1}{\Delta x \Delta y} \iint F_I(\omega_x - \alpha, \omega_y - \beta) \sum_{j_1} \sum_{j_2} \delta\left(\alpha - j_1 \frac{2\pi}{\Delta x}, \beta - j_2 \frac{2\pi}{\Delta y}\right) d\alpha d\beta$$

$\Rightarrow$

(8a)

$$F_{ECH} = \frac{1}{\Delta x \Delta y} \sum_{j_1} \sum_{j_2} F_I\left(\omega_x - j_1 \frac{2\pi}{\Delta x}, \omega_y - j_2 \frac{2\pi}{\Delta y}\right)$$

(8b)

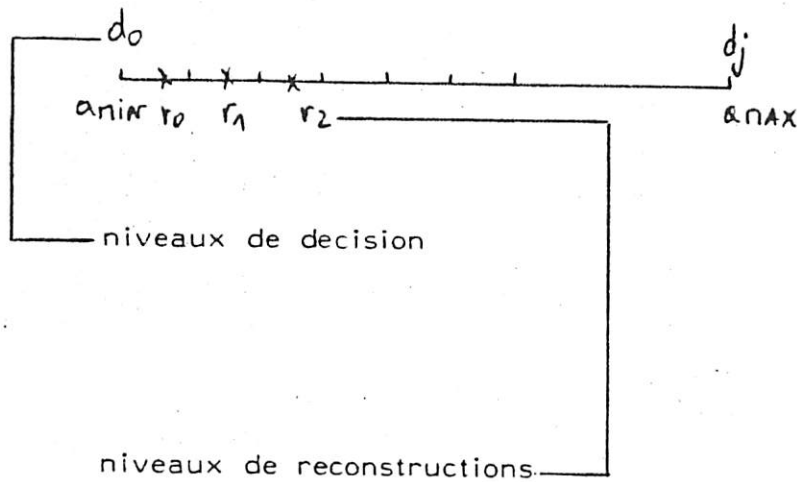
Le critère essentiel de bon échantillonnage est d'éviter une superposition spectrale de l'image digitalisée (de dimension finie) cette condition est vérifiée si la période d'échantillonnage est choisie de telle sorte que la région rectangulaire délimitée par les fréquences de coupures spatiales (ω_{xc} , ω_{yc}) se trouvent dans une région définie par la moitié de la fréquence d'échantillonnage.

$$\Rightarrow \Delta x \leq \frac{\pi}{\omega_{xc}} \quad \Delta y \leq \frac{\pi}{\omega_{yc}}$$

c'est le critère de Nyquist.

de telle sorte que si:

$$d_j \leq f \leq d_{j+1} \Rightarrow \hat{f} = r_j$$



Les niveaux de décisions sont choisis de telle sorte que l'erreur entre f et $\hat{f}$ soit minimale pour certains critères; ce critère est pris dans notre cas, comme erreur au sens des moindres carrés:

$$\mathcal{E} = E\{(f - \hat{f})^2\}$$

si $p(f)$ désigne la probabilité d'apparition de f

$$\mathcal{E} = \int_{a_{\min}}^{a_{\max}} (f - \hat{f})^2 p(f) df \quad \text{et pour } J \text{ niveaux de décisions}$$

$$\mathcal{E} = \sum_{j=0}^{J-1} \int_{d_j}^{d_{j+1}} (f - r_j)^2 p(f) df$$

supposant que $p(f)$ est constant pour les J niveaux $p(f) \approx p(r_j)$

$$\mathcal{E} = \frac{1}{3} \sum_{j=0}^{J-1} p(r_j) [(d_{j+1} - r_j)^3 - (d_j - r_j)^3]$$

les niveaux sont déterminés par:

$$\frac{d\mathcal{E}}{dr_j} = 0$$

ce qui donne:

$$r_j = \frac{d_{j+1} + d_j}{2}$$

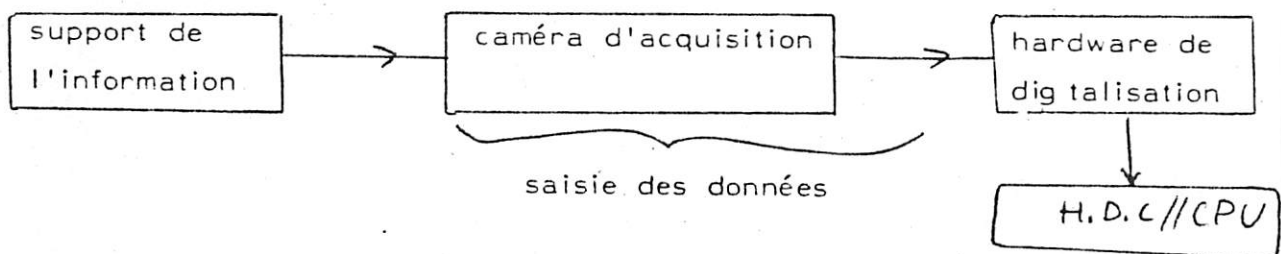
A ce stade l'image, phénomène continu est transformée en entité discrète (une matrice de valeurs) sur lesquelles les transformations suivantes seront faites:

4.2. Extraction du signal noyé dans le bruit

Dans cette matrice de valeurs discrètes est contenu le signal intéressant (à savoir la forme des franges) cependant ce signal, ne peut être extrait simplement de cette image digitalisée car il est perturbé par beaucoup d'intervenants externes.

4.2.1. Bilan des perturbations apportées au signal

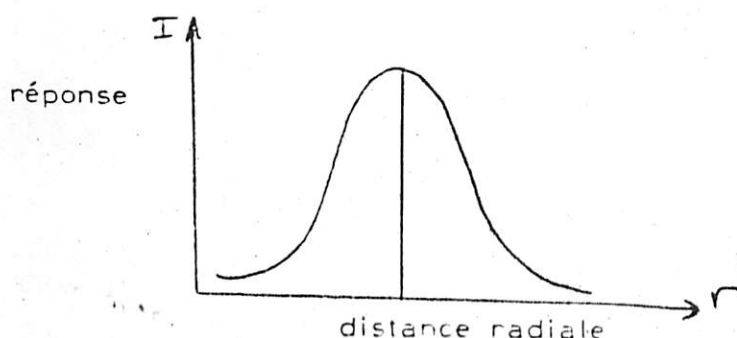
4.2.1.1. Fonctions de transfert du système optique



Le système de saisie comporte (cf synoptique) un système optique imageur, ce système est composé d'un objectif et d'un tube vidicon.

Ces deux appareils ont chacun leurs caractéristiques propres et ne répondent pas linéairement aux sollicitations externes.

Typiquement les réponses impulsionnelles de tels systèmes peuvent se schématiser comme suit:



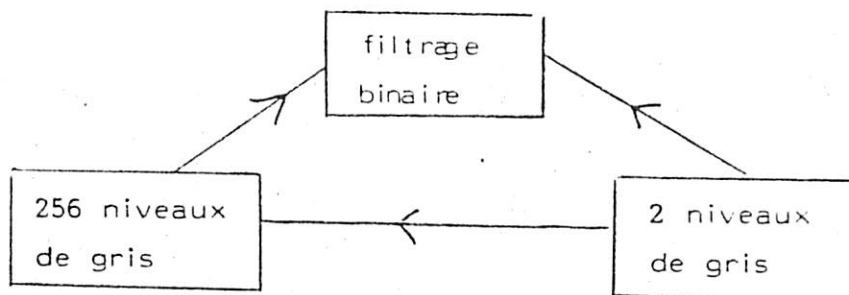
Ce bruit est dû à l'utilisation de la lumière cohérente qui génère des phénomènes interférométriques sur les micro-surfaces résultant de la non planéité des objets examinés. Ce bruit est fortement décorréllé à savoir qu'il varie très fortement sur de petites distances, il est surtout fonction de l'ouverture du système optique.

2.1.4. Bruit de l'émulsion photographique

Ce bruit varie en fonction des différents supports pouvant servir de contenant d'informations à savoir: photographies d'interférogrammes, plaques holographiques classiques, films thermoplastiques... l'importance de cette perturbation est très grande pour des clichés très peu ou peu contrastés.

2.2.1. Forme souhaitée du signal extrait

Il existe évidemment beaucoup de techniques visant à l'augmentation du rapport signal bruit sur un signal extrait d'une émulsion photographique; il faudra cependant développer ici une technique particulière tout à fait spécifique, car ici le seul signal important est véhiculé par la forme des franges. Une image binaire (2 niveaux de gris seulement 0 et 1) suffit pour transmettre une information de forme.



Les techniques que nous avons élaborées durant cette étude et que nous présenterons ici se devront donc d'assurer plusieurs objectifs.

- extraction de forme fiable
- suppression du bruit "binaire"

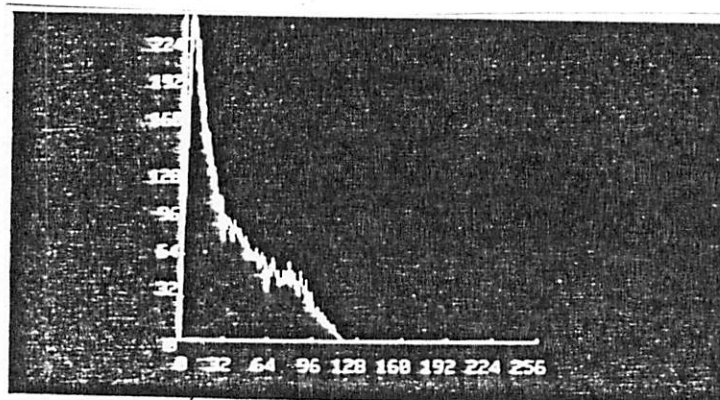
Nous verrons que la réalisation concourantes de ces 2 objectifs est souvent paradoxalement irréalisable.

4 2.2.2. Techniques de filtrage

Toutes les perturbations affectant le signal peuvent être regroupées en 2 grandes catégories:

- perturbations temporelles
- perturbations spatiales

Le densitométrage d'une colonne d'image se présente couramment de la manière suivante:



densitométrie d'image sur 256 niveaux

Il faut signaler de suite que le but recherché n'est pas d'extraire exactement le signal cosinusoidal qui y est inclu et modulé par d'autres fonctions, mais de mettre en évidence les minimas de cette courbe de la manière la moins ambiguë possible.

4 2.2.3. Décorrélation instrumentale

Le problème posé par ce filtrage est, dans notre cas rapidement résolu, en effet, les caractéristiques instrumentales se représentent par une courbe (cf. 4 2.1.1.) strictement positive.

La modulation d'une fonction cosinusoidale par une telle fonction ne modifiera en aucune manière les positions des minimums de cette courbe. Nous supposons donc la caractéristique instrumentale sans effet.

Remarque: Le traitement de ce problème complet est une opération exigeant un temps machine énorme; car FFT, SVD etc...)

h 2.2.4. Bruit électronique

La caractéristique essentielle de cette perturbation est son caractère essentiellement aléatoire, aussi bien en temps, que spatialement, la moyenne pondérée de ce bruit est faible, spatialement il peut être considéré comme distribution gaussienne centrée. (de moyenne quasi -nulle)

La méthode de filtrage employée utilise l'antagonisme existant entre ce caractère fondamentalement aléatoire de la perturbation et la description déterministe du signal à extraire; en effet, nous procédons à des relectures du signal et du bruit, le signal verra son amplitude grandir tandis que la décorrélation du bruit va entraîner sa diminution (relativement); ces relectures sont donc additionnées et divisées ensuite par le nombre de lectures; nous avons mis en évidence que pour un bon compromis entre la qualité de la suppression du bruit et le temps des opérations une quantité de 15 relectures semblait optimale.

h 2.2.5. Filtrage du speckle

Le bruit speckle est un bruit stationnaire, pour autant que la distribution de modes dans la cavité laser soit stable, il varie spatialement de manière aléatoire, son importance dépendant en grande partie de l'ouverture du système d'acquisition.

La suppression du bruit speckle utilise sa forte décorrélation, en effet: sur de petites distances rapportées au support holographique, l'intensité lumineuse des points speckles peuvent varier de beaucoup ce qui peut se traduire de manière équivalente en remarquant que le bruit speckle est localisé surtout dans les hautes fréquences de l'image; l'idée est donc de réaliser un filtrage passe-bas sur les fréquences spatiales de l'image, ou de manière équivalente à intégrer l'image sur des blocs de point 3X3 en convoluant la matrice image par des masques

$$M1 = \frac{1}{9} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

MAIRIE d'ALGER
92

$$M2 = \frac{1}{10} \begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & 2 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix}$$

$$M2 = \frac{1}{16} \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 2 & 4 & 2 \\ 1 & 2 & 1 \end{bmatrix}$$

L'utilisation de l'un ou l'autre de ces masques se justifiant suivant les différentes ouvertures du système iconique imageur.

4 2.2.6. Filtrage du bruit d'émulsion (voir plus loin)

- 4 2.3 Extractions d'informations codage de l'image

A ce stade l'image se présente encore sous la forme d'une matrice de points de 256 niveaux de gris plus ou moins bien débarrassées des différentes perturbations énoncées

Seulement cette image n'est utile directement en temps que telle, car elle contient encore des informations trop peu condensées, la présente partie explicite la technique qui nous servira à créer à partir de cette matrice une image binaire où ne seraient tracés que les lignes représentant les franges d'interférences. Cependant, pour la facilité de la suite du processus ces franges doivent être aussi parfaites que possible, à savoir que la présence de bruit binaire est beaucoup plus gênante qu'un bruit analogique car il peut (pour la suite) être une source d'erreurs d'interprétations. Ce qui va suivre s'appuyera sur la méthodologie suivante:

4 2.2.6. Elimination du bruit d'émulsion -

Le bruit d'émulsion devient très gênant dans le cas de clichés à faible contraste, qui malheureusement apparaissent le plus couramment nous avons mis au point un algorithme de traitement dont l'articulation peut se résumer comme suit:

- après digitalisation de l'image I1



intégration spatiale non recouvrante
(blocs de 4 points) image I2



I1 possède des contours plus accentués que I2
mais la variance du bruit y est plus forte
en supposant le bruit blanc, la variance de bruit
par point de I2 vaut le quart de I1



I2 est redigitalisé sur une échelle uniforme
de telle sorte que les niveaux de quantification
de gris soient espacés de 4 fois la déviation
standard du bruit

Ceci assure une quantisation correcte à 95% pour
un bruit gaussien

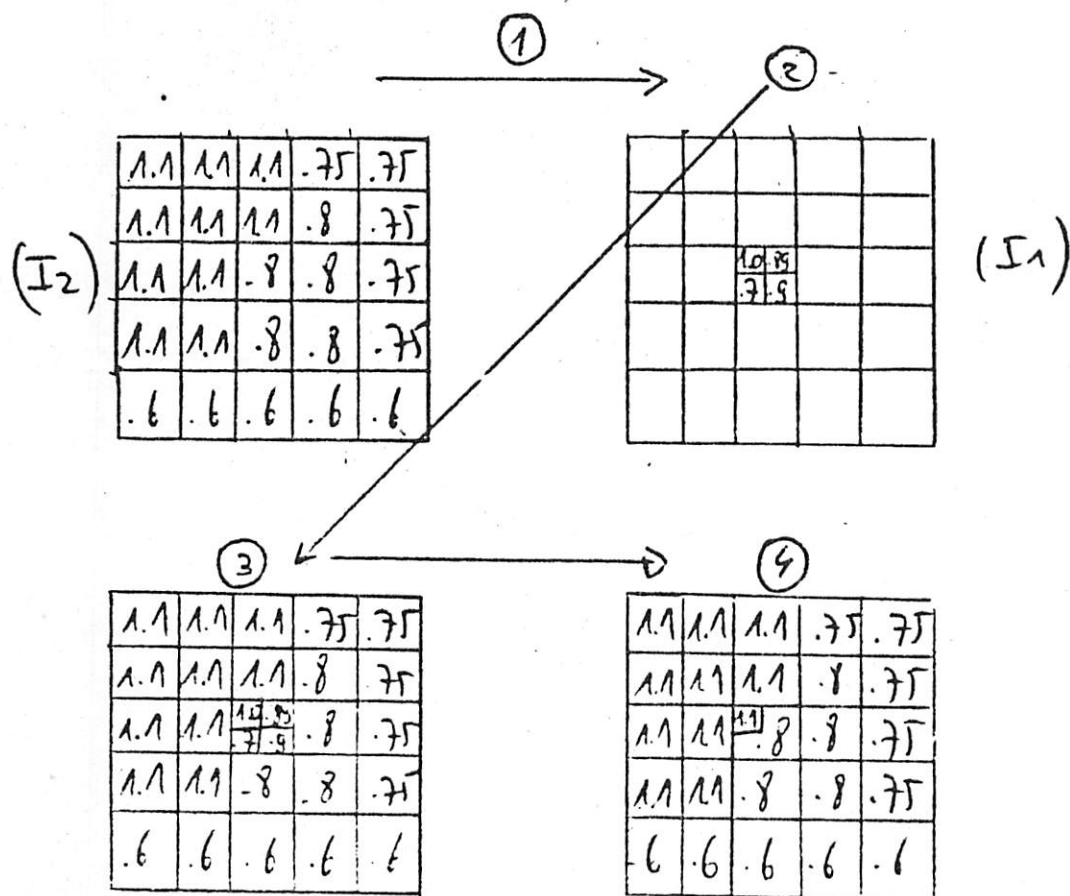


scanning de I2 par blocs de 3X3 points. Si les
8 points extérieurs du bloc sont à la même
valeur de gris mais que le centre est différent,
le centre est supposé être mauvais (dû au bruit)
et sa valeur est remplacée par celle des 8 points
voisins.

On illustre le processus:

manipulation
d'intensité





remplacement.

43

Saisie par égalisations d'histogrammes

Une autre méthode, efficace elle-aussi pour des problèmes relativement locaux et ponctuels consiste à effectuer des opérations de lissage non plus sur la fonction image $g(x,y) \in G(i,j)$ mais sur son dual, la fonction histogramme $h(l)$ où l désigne un niveau de digitalisation donné $h(l)$ désigne sa fréquence d'apparition au sein de l'image analysée.

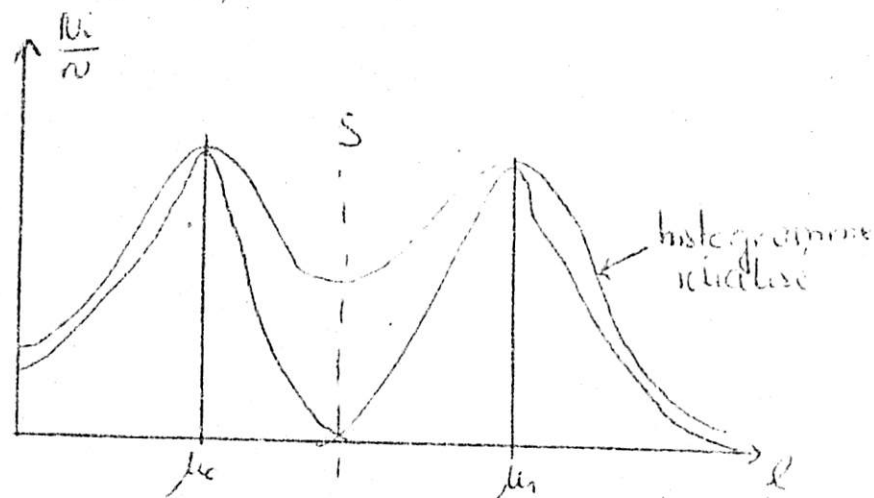
Les méthodes d'égalisation, ou de lissage d'histogrammes sont surtout adaptées pour la saisie d'images dont on connaît la fonction distribuant les niveaux de gris porteurs d'informations.

Un des meilleurs exemples est la saisie d'interférogramme lecture de courbes, lecture de dessins, de caractères et de plans.

Prenons le cas de l'acquisition de caractères (mnuscripts ou non) les caractères ou tout symbole émit forme une image d'un type particulier où l'information se dégage de par son niveau d'intensité du substrat sur lequel il se trouve.

On connaît l'intensité moyenne des niveaux sur lesquels se trouvent les éléments d'information, par exemple, sur le présent papier l'information est portée par des niveaux dont l'intensité moyenne est inférieure à l'intensité moyenne du substrat, en donnant l'histogramme mesuré:

Ce processus consiste à séparer les deux parties de l'histogramme par un lissage bi exponentiel, de modèle suivant:



L'histogramme idéalise est modélisé pour la distribution suivante:

$$h(i) = \frac{P_1}{\sigma_1} \exp\left(-\frac{(i-\mu_1)^2}{2\sigma_1^2}\right) + \frac{P_2}{\sigma_2} \exp\left(-\frac{(i-\mu_2)^2}{2\sigma_2^2}\right)$$

le seuil S est déterminé à partir de considérations statistiques qui permettent de déterminer au mieux la séparation des 2 pics, ainsi S vérifie

$$\left(\frac{\mu_1}{\sigma_1} - \frac{\mu_2}{\sigma_2}\right) S^2 + 2\left(\frac{\mu_1^2}{\sigma_1^2} - \frac{\mu_2^2}{\sigma_2^2}\right) S + \frac{P_1 P_2}{\sigma_1 \sigma_2} \log\left(\frac{P_1 \sigma_2}{P_2 \sigma_1}\right) = 0$$

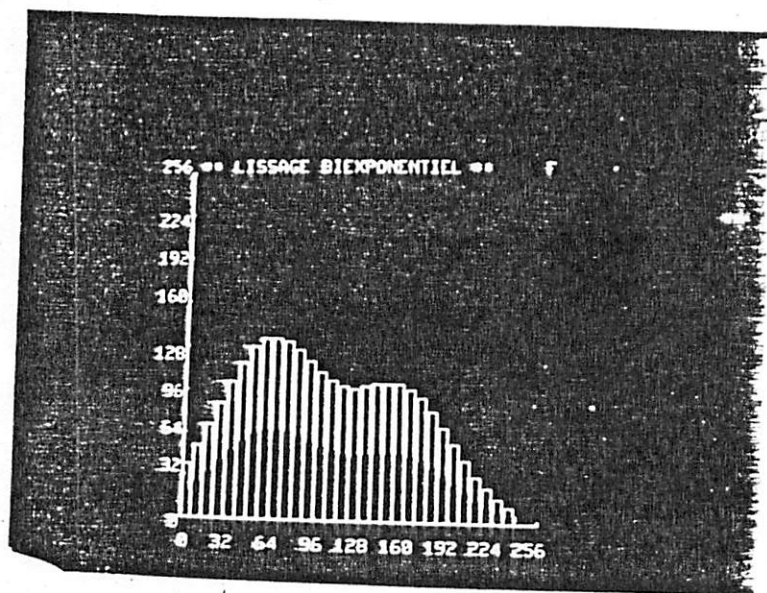
moyen

L'information portée par le niveau h_0 est alors extraite en codant les points de la manière suivante:

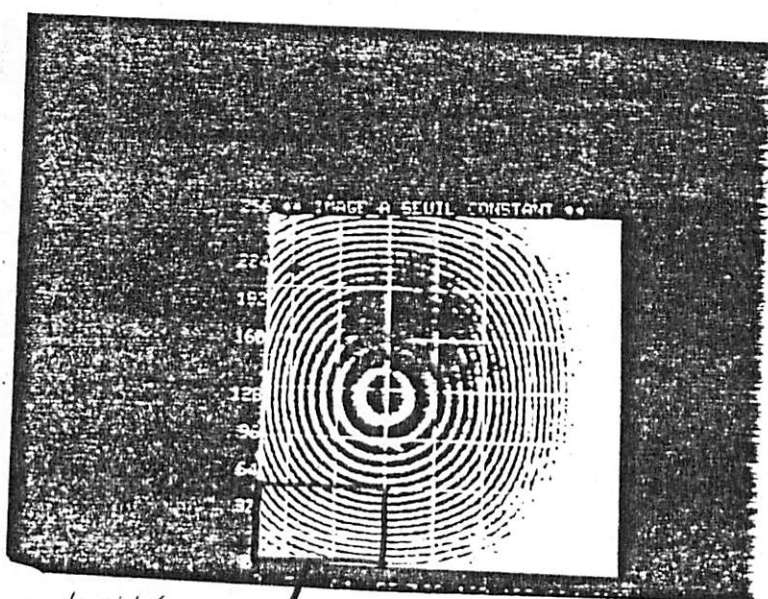
$$\text{Si } l \leq S \rightarrow \text{cod}(l) = 1$$

$$\text{Si } l > S \rightarrow \text{cod}(l) = 0$$

On aura ainsi obtenu une image binaire débarrassée du bruit $n(i,j)$ par le processus de lissage de la courbe histogramme (le lissage étant effectué par une routine de minimisation de la différence entre la distribution observée et la distribution idéalisée (au sens des moindres carrés) par rapport aux 6 paramètres de la fonction recherchée qui sont $\mu_1, \mu_2, \sigma_1, \sigma_2, \lambda_1, \lambda_2$ respectivement valeurs maximales (aux moyennes), écarts types et moyennes.



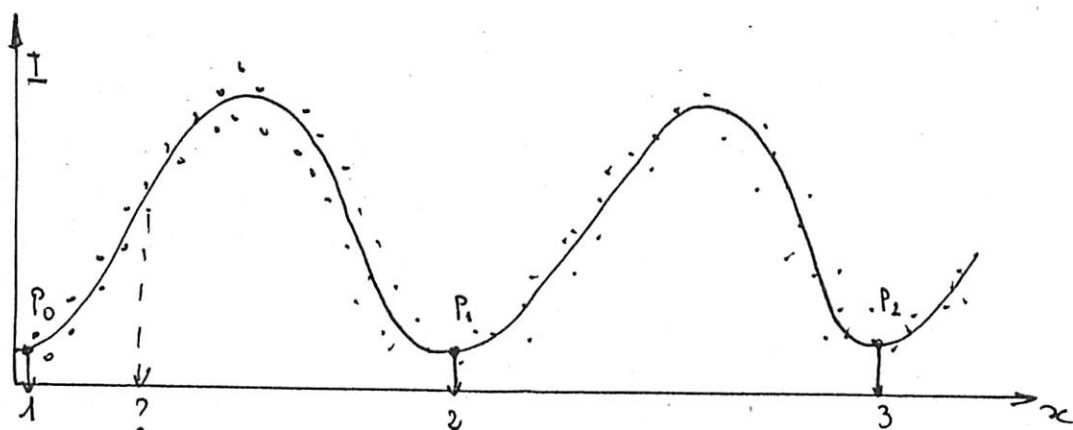
histogramme lissé obtenu
 (somme de 2 gaussiennes)



zone de validité
 du traitement par fenêtrés

Il est d'autre part possible de faire un comptage frange par frange (précision 600 μ) mais aussi un comptage divisant l'espace inter frange en 10 ou 20, nous permettant ainsi d'atteindre une précision de l'ordre de 60 à 30 μ . Il suffit de faire une interpolation de manière sinusoïdale entre chaque frange.

Le but de la procédure est de mesurer de la façon la plus précise la phase en 1 point. Supposons la modulation sinusoïdale (vérifiée d'ailleurs expérimentalement)



où x est une direction perpendiculaire à la frange. Le problème de la mesure exacte des phases est le suivant : connaissant bien la phase en P_0 , P_1 , P_2 par exemple (toujours du type 2K II), (d'autre part, $P_0 - P_2$ sont des minima d'intensité, leur localisation est donc bien connue.

Seulement entre P_1 et P_2 la phase ne varie pas linéairement. Le problème consiste donc à connaître la phase en un point I sur n . Pour cela, on lisse le nuage de points (bleus) sur la courbe noire par une de minimisation de fonctions. Soit $h(x)$ la distribution de modulation observée, et $H(x)$ la modulation idéalement sinusoïdale, qui peut s'écrire :

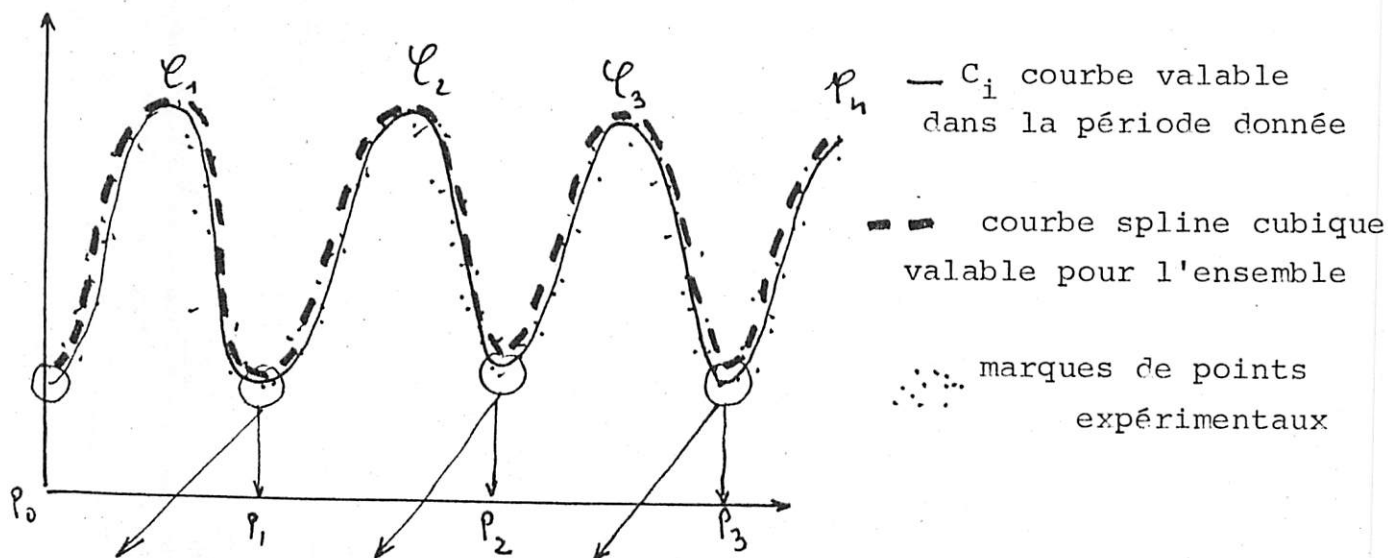
$$H(x) = a_0 \sin (wx + a_1) + a_2 \quad (1)$$

Les paramètres sont a_0 , w , a_1 et a_2 sont obtenus en minimisant :

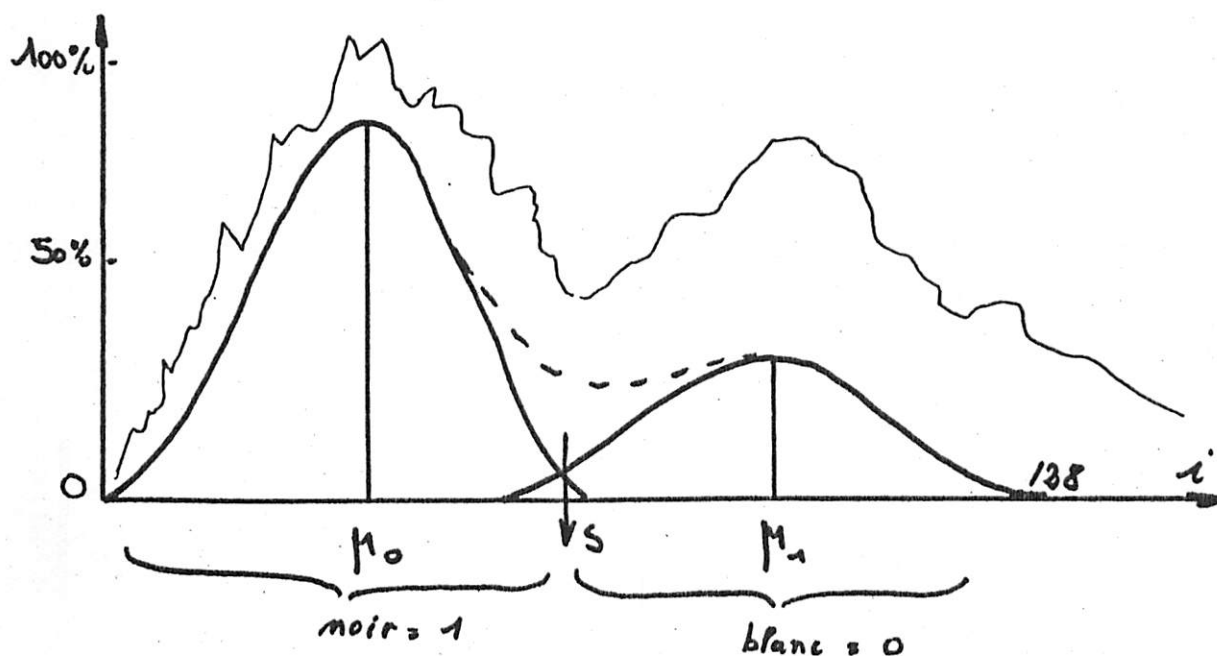
$$\sum_{x=1}^{206} (H(x) - h(x))^2 \quad (2)$$

On obtient donc $M(n)$ comme la courbe cosinusoidale (ou sinus) la plus proche (au sens des moindres carrés) de la courbe expérimentale.

Les différentes opérations sont effectuées pour chaque période ; et l'on recherche ensuite par fonctions splines (continuité à l'ordre 3 du raccordement, une expression générale de la modulation.



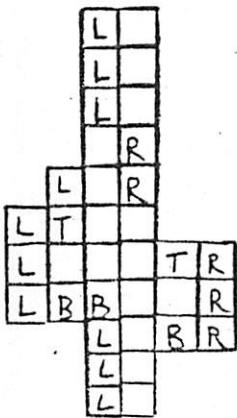
Les splines vérifient les continuités jusqu'à l'ordre 3 entre les C_i en ces points. On dispose alors d'une expression globale pour toute la modulation, le problème est réglé —> introduire dans (1).



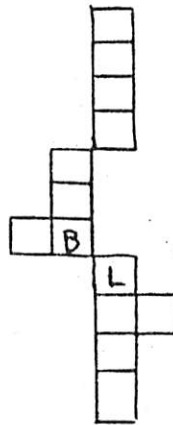
4.4

Algorithme de squelettisation

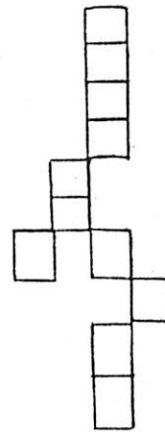
Pour l'implémentation du processus de comparaisons d'interférogrammes, il est indispensable que la frange soit d'épaisseur *unitaire*. Les parties les plus épaisses seront amincies suivant un algorithme classique, pouvant s'illustrer comme suit:

- 44d) amincissement horizontal

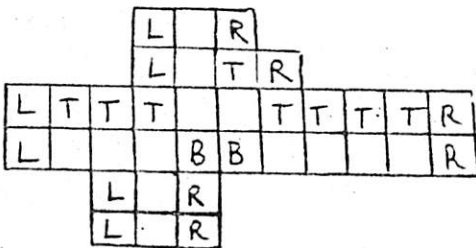
1) secteur



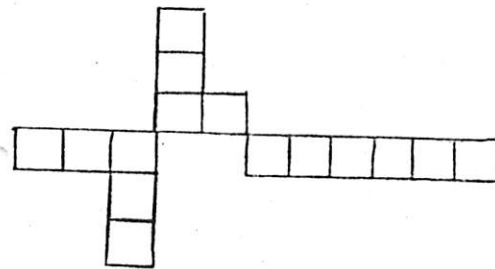
2) premiere etape



3) fin horiz.

- 44b) amincissement vertical

1) secteur



2) fin vertical

Algorithme de squelettisation
par détection de proéminences.
Simulations de déroulements parallèles
sur processeurs séquentiels

(S) figure de départ

$i = 1$

↓
{ détermination de K_i
 détermination de P_i
 détermination de B_i
labelling provisoire:

$K_i \longrightarrow 4$

$P_i \longrightarrow 1$

$B_i \longrightarrow 1$

transformation f1: (locale séquentielle)
haut droite $\longrightarrow$ bas gauche

$o \longrightarrow \begin{matrix} x & x & x \\ x & o \end{matrix}$

transformations f2 (locale séquentielle)
bas gauche $\longrightarrow$ haut droite

$o \longrightarrow \begin{matrix} & o & x \\ x & x & x \end{matrix}$

(labels affectés) = (1,2,3,4,)

Pour les éléments du contour à
 $d_g(, K_i) \quad L-1$

100.
4.5

Comparaison de forme

Il faut à ce niveau trouver une description de la forme des franges, par un nombre ou une syntaxe de telle sorte que ce nombre, syntaxe soit indépendant de

- l'échelle, la grandeur
- l'orientation des formes



101.

effacement conditionnel si:

$i=i+1$

calcul des "crossing number"

if CN = 2 effacement si adjacent -4 à Si

if CN = 4 effacement si $N.W. (1-N.W) + N.E (1-NE) + S.E (1-S.E) + S.W (1-S.W) = 1$

if CN = 6 effacement si $N+E+S+W = 3$

if CN = 0,8 pas d'effacement

non if $K_i = \{\emptyset\}$

oui

$S_f = S_i$

amincissement de la structure finale

labelling de S_f : $e \quad 2 (W+N) + E + S + 1$

Calcul des crossing numbers

if CN = 2,4 effacement des points non 8-maximaux

if CN = 4 et plus de 2 X 4-connectés: pas d'effacement

Destruction de la 4-connectivité:

if 4-connecté à S_g

effacement si:

E.S (N+W-NW+1) 1

V W.S (N+E-NE+1) 1

V N.W (E+S-SE+1) 1

V N.E (W+S-SW+1) 1



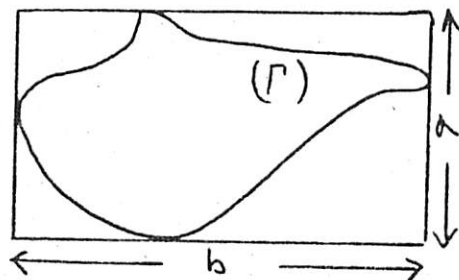
A ce stade nous avons développé un concept permettant la comparaison de formes, (dans un premier temps les courbes fermées) sur un principe découlant de la théorie des chaînes de Freemann.

C'est le concept fondamental dans ce processus car c'est par ce biais que la similitude de forme peut être décrite.

4.6.

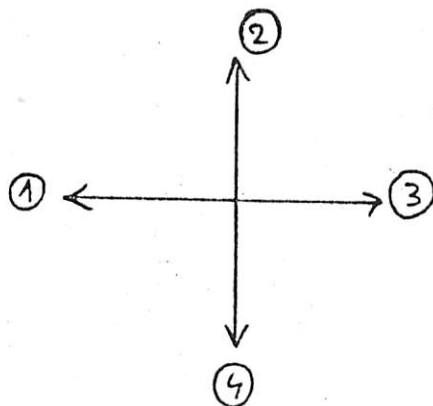
Nombre, ou chaîne de forme

Soit une courbe fermée Γ (voir figure), nous cernons dans un contour rectangulaire (a,b)



a et b seront appelés respectivement axes mineurs et axes majeurs de la forme.

Pour une courbe donnée la chaîne de Freemann est obtenue en parcourant la courbe dans le sens des aiguilles de montre dans les contraintes fixées par le maillage de discrétisation.



Pour une implémentation du nombre de Freeman indépendante de la taille et de l'orientation, nous coderons le parcours différemment, par une chaîne que nous appellerons Freeman dérivé, ce nombre est obtenu de la même manière que précédemment, mais en ne codant pas les déplacements, mais les angles apparus au cours du déplacement, ainsi

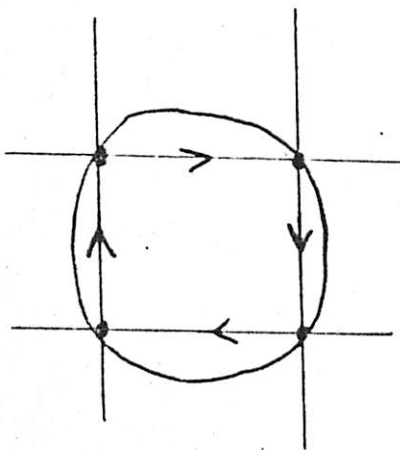
$$\begin{array}{c} \text{TTTT} \end{array} \equiv 1 ; \quad \begin{array}{c} \text{TTTTT} \end{array} \equiv 2 ; \quad \begin{array}{c} \text{TTTTT} \end{array} \equiv 3$$

de telle sorte qu'une forme quelconque est caractérisée par un nombre en base 4; Ce nombre est bien sûr dépendant du point de départ choisis pour le codage; de tous les nombres ainsi obtenus on prendra le minimum comme étant le nombre caractérisant la forme.

4.2.

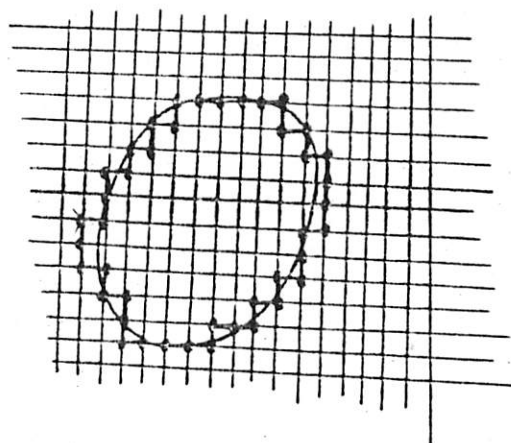
Comparaison de 2 formes

Le nombre obtenu par la technique précédente varie dans sa largeur (nous dirons dans son ordre) avec le maillage de parcours que l'on se définit.



maillage grossier,

(ordre = 4)



maillage fin

(ordre = 41)

On voit donc que plus l'ordre est important plus la forme sera décrite précisément.

De même 2 formes peuvent être comparées en observant l'ordre auquel les nombres dérivées de Freemann diffèrent.

Ainsi, si $S_w(F)$ est le nombre de Freemann dérivé à l'ordre N d'une forme donnée, le critère de dissemblance/vraisemblance de 2 formes sera défini comme N tel que

$$\left\{ \begin{array}{l} S_{N-i}(F) = S_{N-i}(F') \quad i = 1-N \\ S_N(F) \neq S_N(F') \\ S_{N+i}(F) \neq S_{N+i}(F') \end{array} \right.$$



V LOGICIEL D'ENTREE - SORTIE D'IMAGES

51) Introduction

Ce logiciel, appelable en FORTRAN, permet d'assurer la gestion des images dans le système. Les images peuvent être:

- des images de la caméra de télévision,
- des images du disque,
- des images de n'importe quel périphérique travaillant sous IOCS (IOCS est le moniteur d'entrée-sortie de SEMS)

Ce logiciel décharge l'utilisateur de la gestion de ses périphériques, et assure la protection de l'environnement image. Il permet à l'utilisateur de mettre au point ses programmes de traitement plus rapidement. Ainsi, une lecture de 16 K points d'une image se fait par une seule instruction.

20 images disque de 256 X 256 sont gérées actuellement. (Ce nombre peut être modifié: voir § 2, poste 6)

52) Sous-programmes

- 521/ ASG

But:

Ce sous-programme permet de faire une correspondance entre une image programme et une image périphérique. Une image programme consiste en un numéro logique qui doit être cité à chaque lecture ou écriture.

Paramètres d'appel:

CALL ASG (N, P, DIMI, DIMJ)

- N : N° d'image programme
- P : N° d'image périphérique (sous IOCS: unité symbolique disque: 1,20)
- DIMI : nombre de lignes de l'image (nombre de points d'une colonne)
- DIMJ : nombre de colonnes de l'image



- N : peut prendre les valeurs de 1 à 10 (10 images différentes peuvent être appelées à un certain moment par un programme)
- P : peut en fait être un numéro symbolique qui pourra être assigné à un numéro d'unité fonctionnelle en dehors de programme sous RTESD
Exemple: *U1 F6 fait correspondre à 1 (unité symbolique 01 (N° 138) l'unité physique F6 (caméra)
Ceci rend les programmes totalement indépendants des périphériques
- N,P : sont des entiers positifs
DIM1, DIMJ
- en cas d'erreur dans l'appel de ASG, un message d'erreur permet à l'utilisateur de localiser cette erreur (voir poste 5)

- 522/ LIR

But:

Ce sous-programme permet la lecture d'une ou plusieurs colonne d'une image identifiée par un numéro d'image programme (voir ASG)

Paramètres d'appel:

CALL LIR (N, I, J, ADR, NBPOINTS, OCTOMO)

- N : N° d'image programme
(Une assignation d'une image périphérique doit être faite avant l'exécution de cette instruction (en utilisant ASG))
- I : N° du point d'image dans la colonne J, à partir duquel la lecture se fait.
Ce numéro doit, à chaque moment, être inférieur ou égal au paramètre DIM1 dans ASG; Sinon, un message d'erreur (N°8) signale l'arrêt de l'exécution
Pour la caméra ce numéro est forcé à 1.

103.



- J : N° de la colonne à partir de laquelle la lecture commence.

Ce numéro doit, à chaque moment, être inférieur ou égal à DIMJ dans ASG; sinon, un message d'erreur (N°8) signale l'arrêt de l'exécution. Ce numéro peut prendre n'importe quelle valeur, telle que: I J DIMJ

- ADR : Adresse du tableau dans lequel les données seront rangées

La dimension de ce tableau doit être supérieure ou égale à NBPOINTS. Il doit être déclaré comme tableau (INTEGER ADR () ou DIMENSION IADR () si NBPOINTS = 1

- NBPOINTS : Nombre de points à lire à partir du point (I,J) de l'image

Ce nombre peut prendre n'importe quelle valeur, telle que: 1 NBPOINTS 16382, et que:

$$NBPOINTS (DIMJ-J + 1) * DIMI-I + 1$$

- OCTOMO : Ce paramètre permet à l'utilisateur de lire les données:

. point de l'image par mot de 16 bits, s'il est égal à 1

(0 0 0 0 0 0 0 0) Point de l'image

0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15

. deux points de l'image par mot de 16 bits, s'il est égal à 0

Point de l'image Point de l'image

015

En effet, pour optimiser l'occupation de l'espace périphérique, les images sont stockées sous forme d'octet.

Tous les paramètres de LIR sont des entiers positifs (sauf ADR qui est une adresse)

108.

109

MAIRIE du GP

- 523/ ECR

BUT:

Ce sous-programme permet l'écriture d'une ou de plusieurs colonnes d'une image identifiée par un numéro d'image programme (voir ASG)

Paramètre d'appel:

CALL ECR (N, I, J, ADR, NBPOINTS, OCTOMO)

- N : N° d'image programme
(Une assignation d'une image périphérique doit être faite avant l'exécution de cette instruction (voir ASG))
- I : N° du point de l'image dans la colonne J, à partir duquel l'écriture commence.
Ce numéro doit, à chaque moment, être inférieur ou égal au paramètre DIMI dans ASG; sinon, un message d'erreur (N°8) signale l'arrêt de l'exécution
- J : N° de la colonne à partir de laquelle l'écriture commence.
Ce numéro doit être inférieur ou égal à DIMJ dans ASG; sinon, un message d'erreur (N°8) signale l'arrêt de l'exécution
J peut prendre n'importe quelle valeur, telle que: I J DIMJ
- ADR : Adresse du tableau dans lequel les données seront rangées
La dimension de ce tableau doit être supérieure ou égale à NBPOINTS. Il doit être déclaré comme tableau (INTEGER ADR () ou DIMENSION IADR ()) même si NBPOINTS = 1
- NBPOINTS : Nombre de points à lire à partir d'un point (I,J) de l'image
Ce nombre peut prendre n'importe quelle valeur, telle que: 1 NBPOINTS 16382, et que
$$\text{NBPOINTS} \quad (\text{DIMJ} - \text{J} + 1) * \text{DIMI} - \text{I} + 1$$

403.

- OCTOMO : Ce paramètre déclare la nature des données dans le tableau à écrire.

Si les données sont rangées en un point par mot de 16 bits, OCTOMO doit être égal à 1.

Si les données sont rangées en deux points par mot de 16 bits, OCTOMO doit être égal à 0;

Tous les paramètres de ECR sont des entiers positifs (sauf ADR qui est une adresse)

- 524/ IFIN

BUT:

Ce sous-programme permet de supprimer l'effet des assignations (CALL ASG ()). Pour refaire des entrées-sorties image, des nouvelles assignations doivent être faites.

Appel: CALL IFIN

Ce sous-programme n'a pas de paramètre.

- 525/ Messages d'erreurs

Les messages d'erreurs communs à ASG, LIR, ECR, IFIN, permettent de détecter les erreurs de programmation en cas d'entrées - sorties sur des images. Ces messages permettent aussi de détecter un défaut de fonctionnement du système (exemples: disque non assigné, défaut caméra, défaut disque, etc...)

Liste des erreurs:

- 1 = ERREUR INTERNE A IMAG.
- 2 = ER. NO IMAGE PROG. DANS ASG
- 3 = PAS PLUS DE 2 PERIPH. PAR NO D'IMAGE
- 4 = ERREUR OPEN DISQUE
- 5 = ERREUR DIMENSION/NB. IMAGE DISQUE
- 6 = ABS. DE ASG POUR N
- 7 = I DIMI OU J DIMJ
- 8 = LECT OU ECR EN DEHORS DES LIMITES
- 9 = ERREUR SKIP
- 10 = ERREUR LECT OU ECR CAMERA
- 11 = ERREUR ECR DISQUE

119.



- 13 = ERREUR NO IMAGE PERIPH.
- 14 = NO IMAGE PROG ERRONE DANS LIR OU ECR
- 15 = OPERATION ECR OU LIR NON COMPATIBLE AVEC LE PRIPH.
- 16 = ERREUR INITIALISATION REECRITURE (WERE)

- 526/Modifications prévues

- ajouter un nouveau périphérique

Si le périphérique est intégré sous IOCS, comme c'est le cas pour la caméra, aucune modification n'est à faire: il suffit de faire correspondre un numéro symbolique à ce nouveau périphérique par la commande de 30SD : *Ui Fj

Exemple: Si le nouveau périphérique est intégré sous IOCS et si son numéro physique est 24, *U5 F4 permet de l'assigner. Dans le programme CALL ASG (1, 142, 256, 256) permet de l'utiliser sous le n°1;

- Changer le nombre d'images disque:

Il suffit pour cela de changer dans la source du programme IMAG la data: DATA NBIMDK/20/ en DATA NBIMDK/30/ si 30 images de 256 X 256 sont demandées.

5 3) Sous-programmes de traitement d'images

- 5 3.1) Histo : Calcul d'histogramme d'une image

Ce sous-programme permet de calculer l'histogramme d'une image se trouvant sur une unité quelconque (disque ou caméra). L'assignation de l'unité à un numéro d'image programme doit être faite auparavant et dans un ordre CALL IFIN doit suivre l'appel à HISTO dans le cas où l'on ne travaille plus sur les images.

Les paramètres d'appel sont: (N, IDIM, JDIM, BUF, HIS, MAX, MIN)

- N : N° d'image programme assigné auparavant par CALL ASG

Exemples:

CALL ASG (1, 138, 256, 256) - assignation du n°1 à l'image caméra

CALL HISTO (1, 256, 256, BUF, HIS, MAX, MIN)

- 111
- MARIE du G.
112
Cere)
- IDIM, JDIM : Dimension de l'image
 IDIM = nombre de points dans une colonne de l'image
 JDIM = Nombre de colonnes
 - BUF : Adresse d'un buffer mémoire
 Ce buffer sert pour HISTO comme buffer d'entrée sortie. La taille du buffer doit être supérieure ou égale à IDIM.
 - HIS : Vecteur d'entrées où sera stocké le résultat
 Sa taille doit être supérieure ou égale à 256
 - MAX, MIN : Maximum et minimum des niveaux de gris de l'image
 Ils sont calculés par HISTO

- 5 3.2) Profil : Profil d'une colonne d'une image

Ce sous-programme permet de lire une colonne d'une image et de stocker les valeurs lues dans un vecteur. Un appel au sous-programme COURBE permet par la suite de sortir le profil de la colonne lue sur le terminal graphique.

Les paramètres d'appel sont: (N, IDIM, JDIM, BUF, J)

- N : N° d'image programme assigné auparavant à une unité par CALL ASG
- IDIM, JDIM : Dimension de l'image
- BUF : Buffer où sera rangée la colonne lue
 La dimension de BUF doit être ou égale à IDIM
- J : N° de colonne

- 5 3.3) Convolution : Convolution d'une image

Ce sous-programme permet de réaliser la convolution d'une image en utilisant une matrice de convolution donnée par l'appelant.

112.

113

- 5 3.4) Contour : Contour d'une image

Ce sous-programme permet de déterminer le contour d'image et de le tracer sur le terminal graphique. Un appel au sous-programme CADRE doit être fait auparavant pour initialiser l'espace graphique. Un seuillage par une valeur fournie par l'utilisateur permet de discriminer l'appartenance d'un point au contour.

Les paramètres d'appel sont : (N, IDIM, JDIM, VOUH, ISEUIL)

- N : N° d'image programme qui doit être assigné auparavant par un CALL ASG
- IDIM, JDIM : Dimension de l'image
- VOUH : = 1 Calcul du contour horizontal
 = 2 " " " vertical
- ISEUIL : Seuil fourni par l'appelant

- 5 3.5) Combin : Combinaison linéaire de deux images

Ce sous-programme permet de calculer une combinaison linéaire de deux images.

Les paramètres d'appel sont: (N1, N2, N3, IDIM, JDIM, F1, F2, BUF1, BUF2)

- N1, N2 : N° des images à l'entrée
- N3 : N° de l'image résultat
Ces numéros doivent être assignés auparavant par des CALL ASG
- IDIM, JDIM : Facteurs de multiplication :
$$\text{IMAGE 3} = \text{IMAGE 1} * F1 + \text{IMAGE 2} * F2$$

F1 et F2 sont des réels.
- BUF1, BUF2 : Adresses de deux buffers de travail qui doivent être fournis par l'appelant.
La dimension de BUF1 et BUF2 doit être supérieure ou égale à IDIM.



- 5 3.6) Quot : Quotient de deux images

Ce sous-programme permet de réaliser une division de deux images. Deux facteurs de normalisation permettent de normaliser la division de la manière suivante:

$$(F1 * IMAGE 1) / (F2 * IMAGE 2)$$

Les paramètres d'appel sont: (N1, N2, N3, IDIM, JDIM, F1, F2, BUF1, BUF2)

- N1 : N° de la première image (IMAGE 1)
- N2 : N° de la deuxième image (IMAGE 2)
- N3 : N° de l'image résultat
- IDIM, JDIM : Dimension des images N1, N2, N3
- F1 : Facteur de normalisation de l'image IMAGE 1 (Réel)
- F2 : " " " IMAGE 2 (Réel)
- BUF1 : Adresse d'un buffer de travail, dont la dimension est supérieure ou égale à IDIM
- BUF2 : Adresse d'un autre buffer de travail, dont la dimension est supérieure ou égale à IDIM

- 5 3.7) Intens : Manipulation d'intensité

Ce sous-programme permet d'étaler la marge des niveaux de gris entre 0 et 255.

Les paramètres d'appel sont: (N1, N2, IDIM, JDIM, BUF1)

- N1 : N° de l'image à traiter
- N2 : N° de l'image résultat
Ces numéros doivent être assignés auparavant par deux CALL ASG
- IDIM, JDIM : Dimension des images N1 et N2
- BUF1 : Adresse d'un buffer de travail
Ce buffer est fourni par l'appelant. Sa dimension doit être IDIM.



- 5.3.8) Cadre : Initialisation de l'espace graphique et tracé d'un système d'axe et d'une graduation

Ce sous-programme permet d'initialiser l'espace graphique du terminal alphanumérique et graphique. Il trace deux axes par rapport auxquels seront tracées les données graphiques.

Le paramètre d'appel est: (NOM)

- NOM : est un tableau qui contient un nom qui identifie le traitement en cours
c'est un tableau de 36 caractères (18 mots mémoire)

L'origine des axes (0,0) est en fait relative par rapport à l'espace graphique (0,0) (25,25)

- 5.3.9) Courbe : Sortie d'une courbe de profil d'un vecteur dans un espace graphique défini par CADRE

Ce sous-programme permet de tracer une courbe de profil d'un vecteur donné sur le terminal graphique. A l'appel de ce sous-programme, l'espace doit déjà être initialisé par un CALL CADRE.

145

116

Les paramètres d'appel sont: (VECT, IDIM)

- VECT : Adresse d'un tableau d'entrée qui contient la courbe à tracer
- IDIM : Dimension du tableau

3.10) Visu : Sortie d'un point de coordonnée (I,J) dans un espace graphique défini par CADRE

Ce sous-programme permet de tracer un point dans l'espace graphique par rapport aux axes de coordonnées fournis par CALL CADRE

Les paramètres d'appel sont: (I,J)

- I,J : Coordonnées du point à tracer

CHAPITRE I

DE LA PROTHESE DENTAIRE

a) Théorie

La prothèse dentaire consiste à reconstituer une partie ou la totalité de la dent atteinte. Son intervention est la prise de relais de la dentisterie opératrice devenue inopérante. La distinction entre ces deux grandes sœurs de la dentisterie est totalement arbitraire. Cette distinction est issue d'une "histoire récente".

On pourrait considérer ici qu'il s'agit d'une simple remarque s'il était fait abstraction des graves conséquences qu'il en résulte pour l'axe de nos recherches et l'évolution de notre exercice professionnel.

La différenciation faite entre ces deux grands secteurs n'est issue que de la considération faite du facteur temps, d'où à posteriori la notion de personnel. En dentisterie, il s'agit de temps réel, et en prothèse, de temps différé. Cet espace temps s'est allongé au fur et à mesure des années pour devenir le grave problème à résoudre sur le plan pratique. Plus grave encore, et commun aux deux secteurs, l'oubli de la théorie de départ : "Reconstituer après avoir nettoyé". Cet approche purement didactique nous montre comment nous avons perdu l'idée directrice de départ. Les idées générales énoncées porteront donc aussi bien sur la dentisterie opératoire que sur les autres secteurs

FIG.16

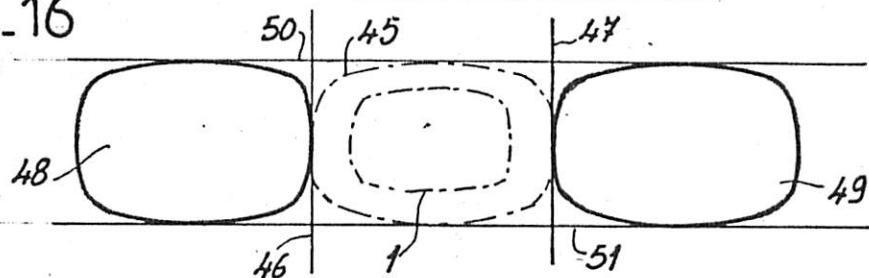
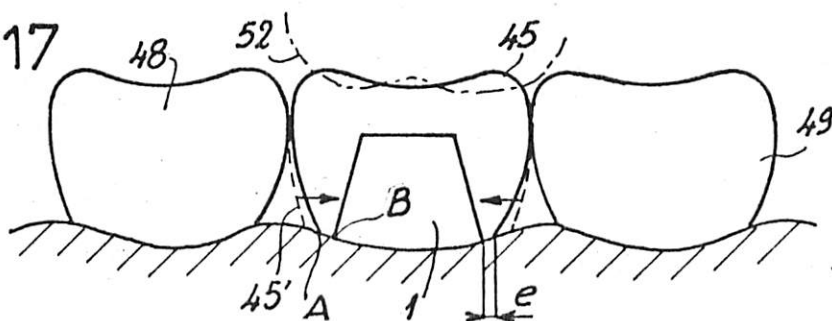


FIG.17





En prothèse, nos chercheurs fiers de leur histoire, cherchent à concilier l'avenir et le passé, sans se soucier du présent, et nous les voyons pondre des proluxes en matériaux pour l'avenir. Malheureusement, nous l'avons vu, l'idée directrice a été oubliée, et donc leurs études sont automatiquement vouées à l'échec.

La reconstruction de ce qui a été détruit s'avère indispensable pour nous le permettre. Le matériau utilisé doit être aussi précis que notre méthode d'analyse.

Les méthodes actuelles sont dans l'impossibilité de nous fournir des précisions tant sur le plan théorique que sur le plan pratique. C'est à dire qu'elles sont dans l'impossibilité de nous fournir : la certitude ou la probabilité continue de certitude.

Le système d'analyse de la forme, de substitution cire/métal possède une énergie totale (ou enthalpie) de valeur définie. Une seule partie de cette énergie ne peut être utilisée (c'est l'énergie libre), le reste étant lié à l'état même de système atomique constituant le corps. Cette fraction non utilisable est appelée entropie, elle est à la probabilité du mouvement électronique (fonction universelle de la probabilité d'état d'un système). Notre incapacité actuelle de coordonner les mouvements moléculaires, rend inutilisable cette énergie. L'entropie, nulle au zéro absolu, est d'autant plus grande que le système est complexe. Enfin elle varie considérablement au cours de nos réactions chimiques puisqu'elle dépend d'un état.

La précision n'existe donc jamais dans l'absolu et n'est fonction que de l'entropie, c'est à dire de la probabilité, valeur largement suffisante dans notre métier, la précision sera, si l'énergie interne ne varie pas.

L'imprécision de nos techniques actuelles est donc absolue, car elle est inscrite dans nos axes actuels de recherche, sur la reconnaissance des formes. Nous provoquons un grand nombre de fois des changements d'état rendant de plus en plus impossible ce qui était déjà impossible au départ (modification par chaleur ou par réaction chimique).

Notre imprécision est aussi relative car les matériaux que nous utilisons doivent, par nécessité des fausses lois inculquées, être thermomodifiables. Ils doivent réagir avec d'autres systèmes voisins.



Les erreurs ne sont pas surprenantes : n'ayant pas d'axes précis et généraux de recherche, on est lié à des constatations pratiques ; on se borne à l'étude de variations spéciales, on classe les matériaux en catégories d'action et en valeur d'environnement physique. Le tout aboutit à la nécessité de manipulations plus ou moins complexes.

Nous souhaitons une certaine erreur pour pouvoir placer notre couronne. Notre reconnaissance idéale de la précision que nous voulons (ne cherchons nous pas toujours à perfectionner la précision de la pâte d'empreinte alors que théoriquement c'est impossible dans notre cas ?).

Il faut être sûr de la position de tel ou tel point de la forme à recouvrir, puis agir librement en connaissance de cause sur ces données. L'élaboration de toute pièce prothétique doit suivre trois règles essentielles ;

- 1) avoir recours à une reconnaissance des formes n'agissant sur aucune variable des états du système.
- 2) cette méthode d'analyse ne doit pas être liée à l'élaboration de la pièce de reconstitution (utilisation de facteurs neutres comme la digitalisation des données).
- 3) placer après usinage une pièce répondant exactement aux données enregistrées. Pièce stable et indéformable dans ses données théoriques.

Il est donc impossible aujourd'hui d'utiliser les données pratiquées dans nos cabinets, pour satisfaire à ces exigences pourtant essentielles. Il faut complètement changer les données d'analyse.

Pour partir sur une donnée théorique : l'analyse de la forme afin de réaliser la pièce prothétique, il faut

Interface

de précision des points surtout fixe le nombre de points qui rentre dans le logiciel de traitement



Si nous admettons que la dent est un volume quelconque constitué de cercle successifs le nombre de point est fonction de la précision souhaitée

$$\begin{aligned} 1 \text{ mm} &= 20 \times 10 \text{ points} = 200 \text{ points} \\ 500 \mu &= 40 \times 20 = 800 \\ 250 \mu &= 80 \times 40 = 3200 \\ 200 \mu &= 100 \times 80 = 8000 \\ 100 \mu &= 200 \times 100 = 20000 \\ 50 \mu &= 400 \times 200 = 80000 \end{aligned}$$

En rentre un certain nombre de points ont le même côté à 100 μ par exemple. Ainsi il est possible de définir une courbe avec 4 points alors qu'il a 50 μ par s'il fait 1 cm de côté - il faut 800 points. Etant donné que nos courbes sont biologiques le maximum de variation d'angulation en courbure est 1 mm pour 1 mm donc on doit admettre que la forme est fermée. On peut définir une dent avec 800 points et une arc-bas avec 24 000 points maximum.

Il faut donc renter 800 points maximum pour 1 dent si on la définit en cercle. ~~en~~



FABRICATION D'UNE COUPONNE

Une couronne dentaire est constituée d'une partie ou forme intérieure correspondante au moignon taillé de la dent et une forme extérieure devant s'adapter tant sur le plan fonctionnel qu'esthétique à l'ensemble de l'arcade.

1) Définition de la forme intérieure.

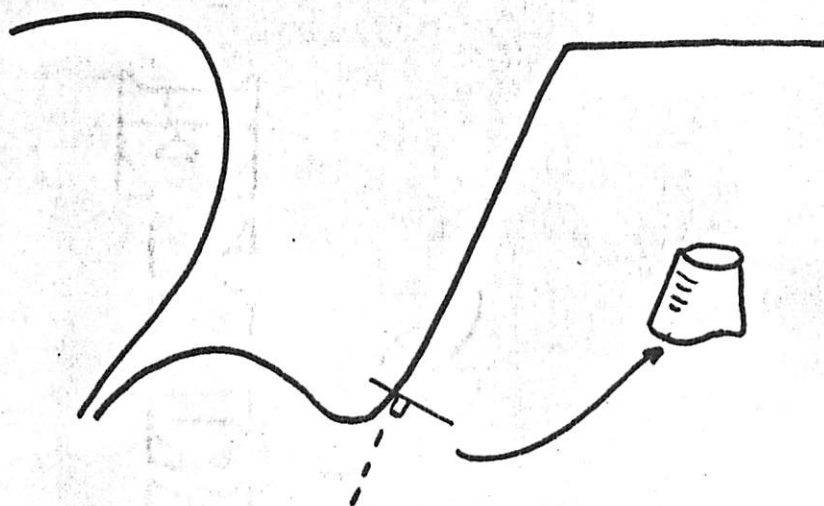
La forme intérieure doit s'ajuster parfaitement sur le moignon. Elle correspond donc à la forme externe du moignon taillé en bouche. Cette forme devra respecter les principes suivants :

- permettre le montage de la couronne par des dépouilles suffisantes
- présenter sur toute la surface un jeu minimum.

Temps de travail :

a) détermination de la ligne inférieure

Elle correspond à une ligne mathématiquement définie par l'inversion de la dérivée.

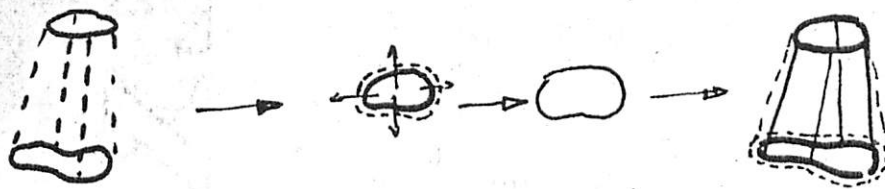


Cette ligne sera stockée (L1) afin de pouvoir être réutilisée.

b) modification des côtes

Un léger facteur constant sera ajouté sur chaque côte afin

- d'assurer un jeu minimum mais suffisant en fonction de la granulométrie du ciment
- d'assurer une bonne insertion.



Nous avons défini la forme interne de la couronne D_1 , la ligne L_1 étant la ligne de jonction entre la forme interne et la forme externe.

2) Définition de la forme extérieure.

Cette forme extérieure s'inscrit dans une enveloppe que se détermine comme suit :

a) plan 1 et 2 sont tangents au point de contact de la dent. Ils sont situés à x_1 et x_2 du centre de gravité. Il y est adjoint un facteur correctif lié aux mouvements physiologiques des dents

$$\begin{aligned} x_1 &+ \text{Cr} \\ x_2 &+ \text{Cr} \end{aligned}$$

b) plans 3 et 4 sont les plans les plus externes des dents antérieures et postérieures, plans tangents aux faces vestibulaires et linguales.



c) plan 5 est le plan défini par l'empreinte de la dent adjacente. Elle est issue des manipulations suivantes :

- + empreinte globale du maxillaire inférieur avec index en place
- + empreinte globale du maxillaire supérieur avec index en place
- + empreinte de la claie antérieure d'occlusion avec les mêmes index
- + empreinte des mouvements latéraux puis antérieurs avec index
- + isolement de la zone intéressante avec index
- + adaptation d'une portion de mouvement correspondant aux lignes supérieures des plans 1, 2, 3 et 4 grâce aux index.

Il y a donc suppression pure et simple de la recherche de l'occlusion (voir plus loin).

d) le plan 6 est en vérité la surface du moignon limité par la ligne L1.

On a donc défini une enveloppe dans laquelle doit s'inscrire la forme extérieure de dents théoriques que nous avons stocké en mémoire. L'opération est la suivante :

1^{er} temps : recherche de la dent
+ recherche PM_1

2^e temps : adaptation PM_1 dans enveloppe
+ les formes théoriques en mémoire sont inscrites dans une enveloppe $x_2y_2z_2$. On a admis un certain degré de liberté, où la dent reste esthétique.

$$x_2 \pm \Delta x$$

$$y_2 \pm \Delta y$$

$$z_2 \pm \Delta z$$

H. 124
39 (Isere)

+ adaptation de $x_2y_2z_2$ sur $x_1y_1z_1$. Si cette adaptation n'est pas possible, une correction doit être induite manuellement sur l'un des plans (diastème).

Il faut effectuer :

- a) Recherche PM
- b) Translation sur centre de gravité
- c) Homothétie des points de L_2 théorique sur L_1 .

Il y a donc adaptation de la forme théorique en mémoire sur l'enveloppe déterminée précédemment.

3) Sortie des côtes.

Il est admis à cet instant que les côtes théoriques d'une couronne sont obtenues et stockées.

Pour passer de la partie étude à la fabrication, plusieurs méthodes sont possibles

a) dans le système Euclide de Matra, un programme interface existe "assurant la transcription automatique d'une géométrie EUCLID en une géométrie labellisée "APT", "COMPACT", "PROMO", "... " qu'il restera à choisir. (Data vision)

Il est possible aussi dans ce même système d'utiliser un inter actif préparant l'usinage et visualisant pour contrôler les trajectoires d'outils ; il est possible aussi d'obtenir automatiquement les ordres de mouvements de l'outil.

b) dans le système Catia, le principe reste sensiblement le même :

" CATIA, dans sa troisième fonction, est l'outil de préparation de l'usinage par commande numérique des éléments géométriques archivés dans la base de données.

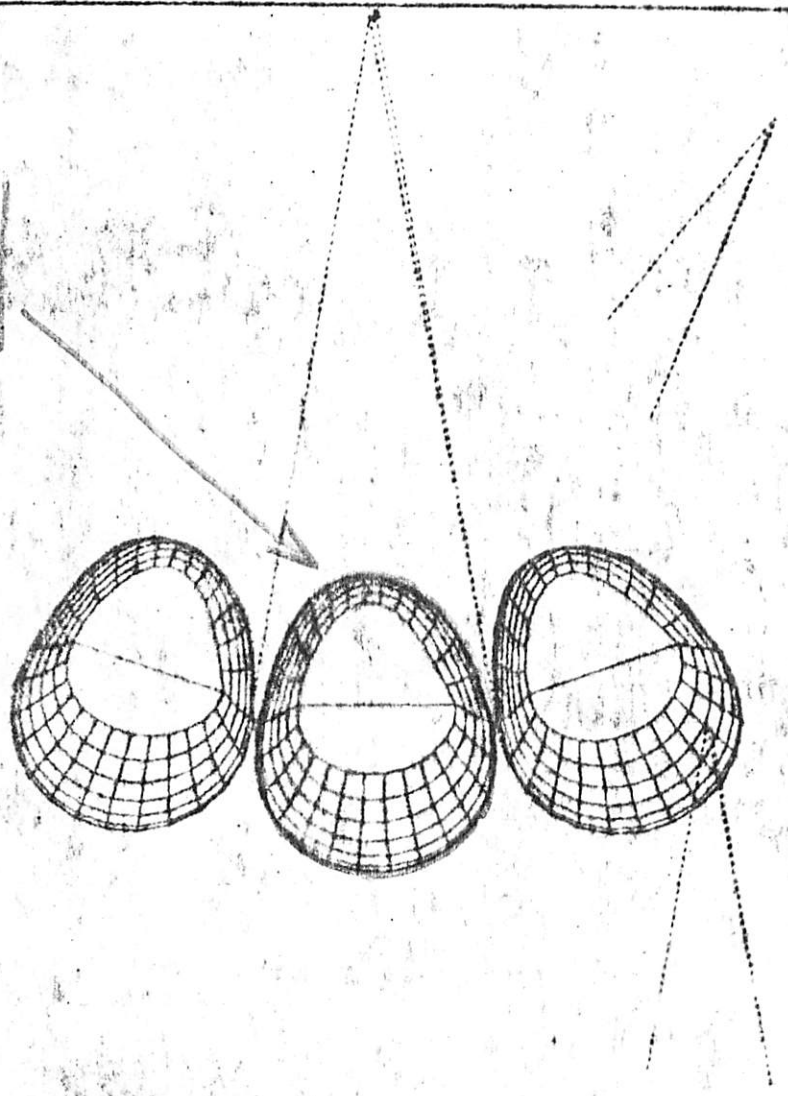
Le préparateur, devant la console graphique interactive, décrit le trajet de la fraise ou sélectionne les figures géométriques sur lesquelles la fraise doit s'appuyer. Il définit en outre la forme de l'outil -sphérique, torique, cylindrique-, le type d'usinage -3 axes ou 5 axes- et les données technologiques nécessaires. "



E-1
 SALLE
 RESTO
 PLAN
 UECT
 AGE
 CENTR
 LONG
 RAPOR
 RAYON
 ANGLE
 INCH
 RAPPEL
 BOUCL
 NOUVE
 RENNE
 COURC
 REPER
 GEOME
 CORRE
 RESUR

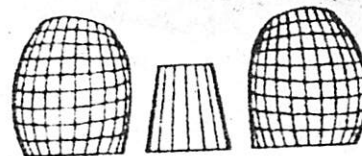
 P.1.
 DESS.
 COTER
 APPLI
 TROUS
 ENFER
 BOIN

Dent Avant
- Faill.

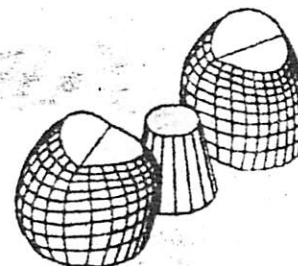


TRANSLATION
 TROUET
 SECTION
 DESSIN
 DESSINER
 CITATION
 LIAISON
 COUPE
 FAÇE
 DOE
 HOMOTHEIE
 CERCLE
 FUSION
 GROSSE
 BROITE
 CONGE
 COMPLE
 PLEIN
 ALONE
 SYMETRIE
 CHAMPRE
 ENLEVEMENT
 ANNOU
 CURU
 AFFINE
 LARTE
 OPTILE
 BALDRE
 CACHER
 DEPLACEMENT
 REVOL
 PRISE
 LOUSE
 ENFER-EN
 REFORMATION
 CYLINDRE
 ENVELOPPE
 PARTITION
 RECALTE
 COPIE
 A CONE
 BOITE
 CALQUE
 TABLE
 LA ME
 MEURE
 ANGLE
 SURF
 INAPESE
 A
 SURFACE
 FIGURE
 LIES RETIEN
 CUE MULTIPLE

ANCIEN
 DEFINI
 4 POINTS
 COPIE FAITE
 PLUS IN REFERENCE BASE DE DONNEES
 L'ENLACE



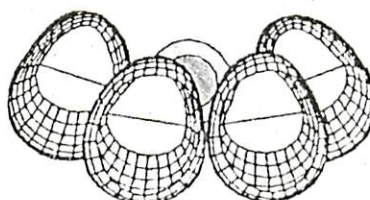
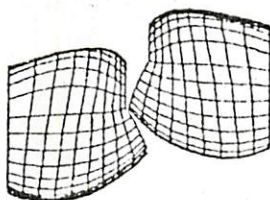
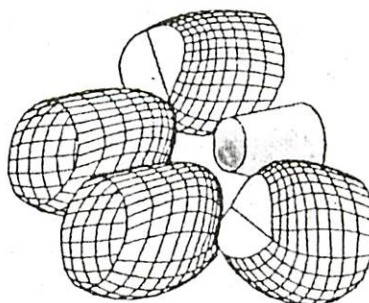
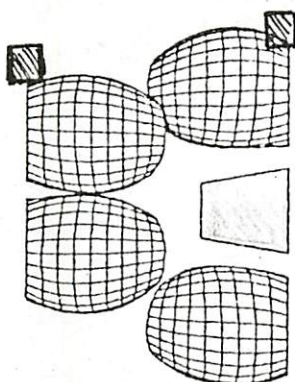
Surf Optig



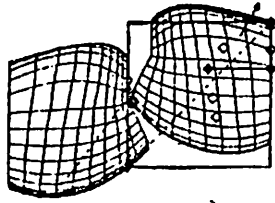
1343511-82
JH
226

Réunion lit + bas
par index

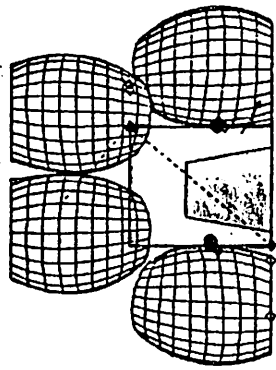
A.



...
 ; RETUSE SI NON PRECEDE DE .
 ; RETUSE SI NON PRECEDE DE .
 DIAG 1 DANS:OUL:AR



Z Y
 Y X



Z X

enveloppe.

E-S
 SAUVE
 BESTO
 PLAN
 UECT
 AXE
 CENTR
 LONG
 RAPOR
 RAYON
 ANGLE
 IDEM
 RAPEL
 RANGE

NOUVE
 PEINAG
 CORIG
 REPER
 GEOME
 CONTR
 MESUR

 B.D.
 DESS.
 COTER
 APPLI

TRANSLATION
 TROUÉE
 SECTION
 DESSUS
 DESSOUS

ROTATION
 LIGNE
 COLPE
 FACE
 DROITE

MONOTHETIE
 CERCLE
 FUSION
 GAUCHE
 DROITE

SYMETRIE
 CHANFREIN
 ENLEVEMENT
 PAINORA
 CURV

AFFINITE
 LATTIE
 GRILLE
 REGARD
 CACHER

DEPLACEMENT
 REVOL
 PRISE
 LOUPE
 ZOOM-TECH

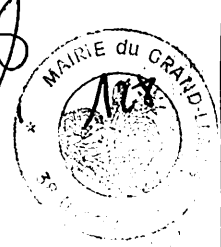
DEFORMATION
 CYLINDRE
 ENVELOPPE
 (PARTITION) Δ
 DECALER

COPIE
 CONE
 BOITE
 CALQUE
 TABLE

LA MENE
 SREGUL
 SURFZ
 CALQUE
 TABLE

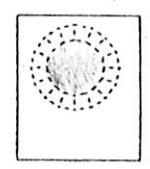
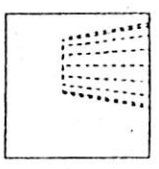
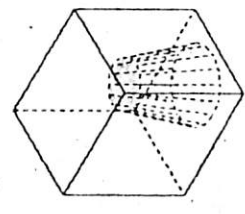
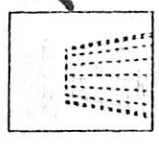
INVERSE
 SURFACE
 FIGURE
 VUES ACTIVES
 VUE MULTIPLE

TRANS
 CREER
 VOIR



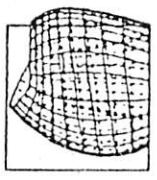
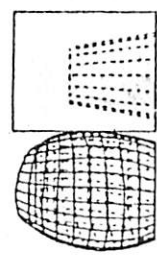
CR
Retrait de
l'enveloppe.

Volume

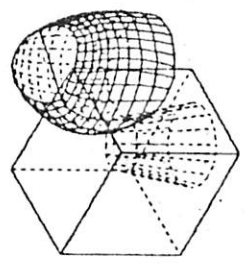
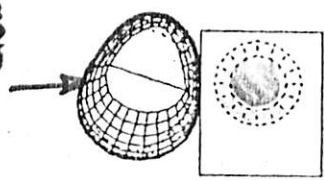


E-S
SAUVE
RESTO
PLAN
VECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEN
RAPCL
RANGE

NOMME
MENAG
CORIG
REFER
GEOME
CONTR
MESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



dent
Pneumatique



TRANSLATION
TROUVE
SECTION
DESSUS
DESSOUS

ROTATION
LIGNE
COUPE
FACE
DOS

HOMOTHETIE
CERCLE
FUSION
GAUCHE
DROITE

SYMETRIE
CHAMFREIN
ENLEVERMENT
PANORAMA
CURV

DEPLACEMENT
LATTE
GRILLE
REGARD
CACHER

DEFORMATION
CYLINDRE
ENVELOPPE
(PARTITION)
DECALER

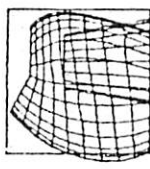
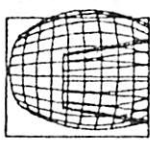
COPIE
COHE
BOITE
CALQUE
TABLE

LA MEME
SRESUL
SURFEBZ

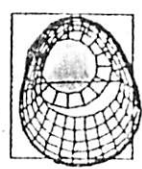
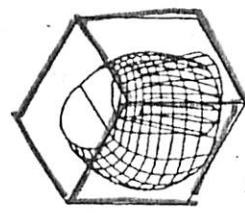
INVERSE
SURFACE
FIGURE
VUES ACTIVES
VUE MULTIPLE

E-S
SAUVE
RESTO
PLAN
VECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANGE

NOMME
MENAG
CORIG
REPER
GEOME
CONTR
MESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



Rapports de la
dent Presigine.



Z Y
X

TRANSLATION
TROUEE
SECTION
DESSUS
DESSOUS

ROTATION
LIGNE
COUPE
FACE
DOS

HOMOTHEIE
CERCLE
FUSION
CAUCHE
DROITE

SYMETRIE
CHANFREIN
ENLEVEMENT
PANORA
CURV

AFFINITE
LATTE
GRILLE
REGARD
CACHER

DEPLACEMENT
REVOL
PRISE
LOUPE
ZOOM-TECH

DEFORMATION
CYLINDRE
ENVELOPPE
(PARTITION)
DECALER

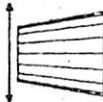
COPIE
CONE
BOITE
CALQUE
TABLE

LA MEME
SREQUL
SURFBZ

INVERSE
SURFACE
FIGURE
VUES ACTIVES
VUE MULTIPLE

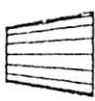
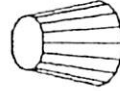
E-S
SHAUE
RESTO
PLAN
VECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANGE

NOMME
NENAG
CORIG
REPER
GEOME
CONTR
RESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



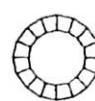
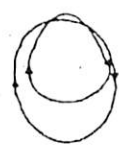
éléments base de dents

Z X



Z Y

Y X



TRANSLATION

DESSUS
DESSOUS

ROTATION

FACE
DOS

GAUCHE
DROITE

PERS
AXONO

PANORA
CURV

RECAPD
CACHER

LOUPE
ZOOM-TECH

DEFORMATION
(PARTITION)
DECALER

COPIE

LA MEME

INVERSE

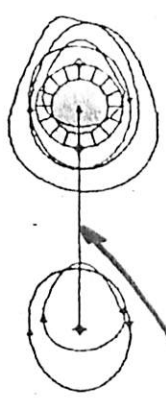
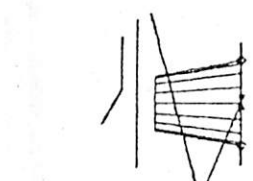
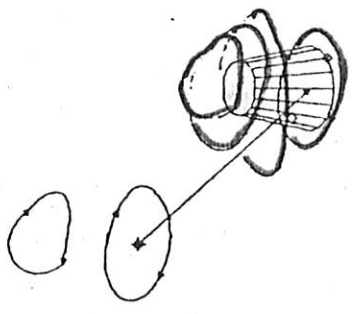
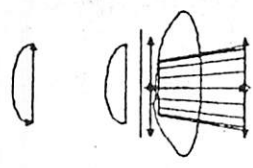
VOIES ACTIVES
VOIE MULTIPLE

CALQUE
TABLE



E-S
SAUVE
RESTO
PLAN
UECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANGE

NOMME
METNG
CORIG
REPER
GEOME
CONTR
MESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



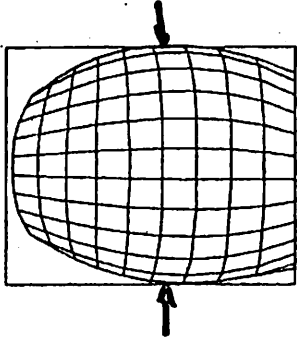
LI
LI
CONC
CONC
LI
LI
CENTRE DE GRAVITE
Z
-0.01107 -3.0428 -0.13019
F1
ELEMENT RANGE/F1

COORDONNEES
TRANSLATION
SECTION
DESSUS
DESSOUS

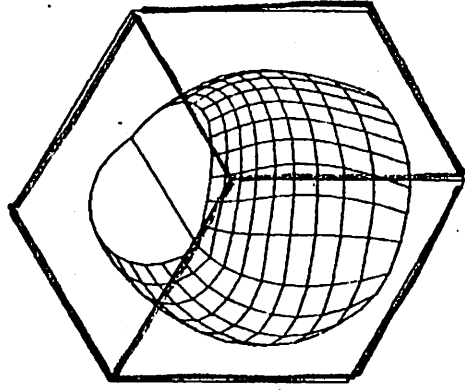
DISTANCE
ROTATION
LIGNE
COUPE
FACE
DDB
ANGLE
HOMOTHEIE
CERCLE
FUSION
GAUCHE
DROITE
PERIMETRE
CONGE
COMMUN
PERS
AXONO
SYMETRIE
CHAMFREIN
ENLEUEMENT
PANGRA
CURV
SURFACE
AFFINITE
LATTE
GRILLE
REGARD
CACHER
VOLUME
DEPLACEMENT
REVOL
PRISE
LOUPE
ZOOM-ACH
INERTIE
DEFORMATION
CYLINDRE
ENVELOPPE
(PARTITION)
DECALER
DECODE
COPIE
CONE
BOITE
CALQUE
TABLE
VERIFICATION
LA MEME
SREQUIL A
SURFZ
SURFACE
FIGURE
VUES ACTIVES
VUE MULTIPLE

E-
SAUVE
BESTO
PLAN
VECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANCE

NOMME
METING
CORTG
REFER
GEOME
CONTR
MESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



Point de contact



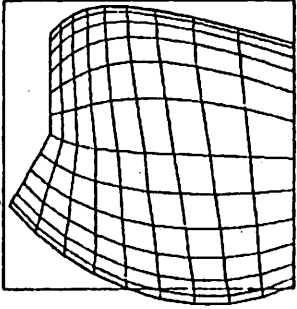
VOIES ACTIVES
VOIE MULTIPLE

CALQUE
TABLE

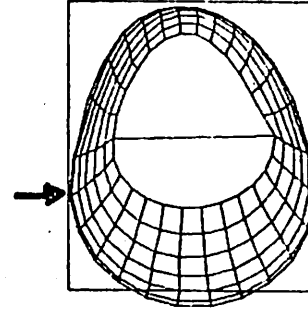
(PARTITION)
DECALER

LOUPE
ZOOM-TECH

occlusion



Point de
Contact



PANORA
CURV

PERS
AXONO

GAUCHE
DROITE

FACE
DOS

DESSUS
DESSOUS

E-S
SAUVE
RESTO
PLAN
VECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANGE

NOMME
MEMAG
CORIG
REPER
GEOME
CONTR
MESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI

COORDONNEES
TRANSLATION
TROUÉE
SECTION
DESSUS
DESSOUS
DISTANCE
ROTATION
LIGNE
COUPE
FACE
DOP
ANGLE
HOMOTHETIE
CERCLE
FUSION
GAUCHE
DROITE
PERIMETRE
CONCE
COMMUN
PERS
AXONO
SYMETRIE
CHANFREIN
ENLEVEMENT
PANORA
CURV
SURFACE
AFFINITE
VOLUME
LATTIE
GRILLE
REGARD
CACHER
CDGRAV
DEPLACEMENT
REUOL
PRISE
LOUPE
ZOOM-TECH
INERTIE
DEFORMATION
CYLINDRE
ENVELOPPE
(PARTITION)
DECALER
DECODE
COPIE
CONE
BOITE
CALQUE
TABLE
VERIFICATION
LA MEME
SREGUL
SURFBZ
INVERSE
SURFACE
FIGURE
VUES ACTIVES
VUE MULTIPLE

Z X

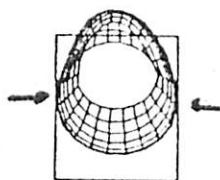
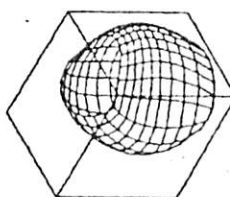
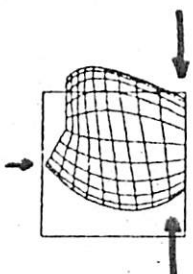
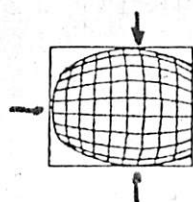
Z Y
Y X

Espace
ciment



E-S
SAJUE
RESTO
PLAN
VECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEN
RAPEL
RANGE

NOMME
NENAG
CORIC
REPER
GEOME
CONTR
MESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



ajoutage (- Point de contact
- Occlusion
- Symétrie)

COORDONNEES
TRANSLATION
TROU
SECTION
DESSUS
DESSOUS

DISTANCE
ROTATION
LIGNE
COUPE
FILE
DDB

ANGLE
HOMOTHETIE
CERCLE
FUSION
GAUCHE
DROITE

PERIMETRE
CONGE
COMPLN
PERS
AXONO

SYMETRIE
CHAUFBREIN
ENLEVEMENT
PANORA
CURV

SURFACE
AFFINITE
LATTIE
GRILLE
REGARD
CACHER

VOLUME
DEPLACEMENT
REVOL
PRISME
LOUPE
ZOOM-ÉCH

INERTIE
DEFORMATION
CYLINDRE
ENVELOPPE
(PARTITION)
DECALER

DECODE
CONC
BOITE
(PARTITION)
DECALER

VERIFICATION
LA MENE
SREGUL
SURFZ
CALQUE
TABLE

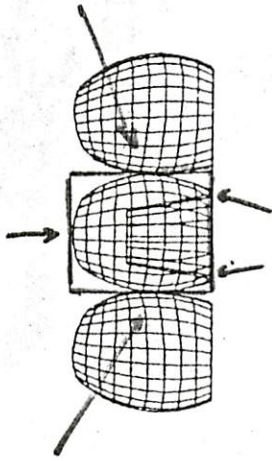
COPIE
CONE
BOITE
(PARTITION)
DECALER

LA MENE
SREGUL
SURFZ
CALQUE
TABLE

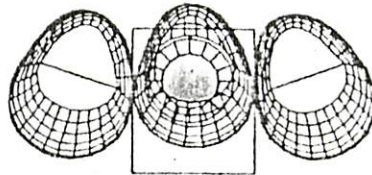
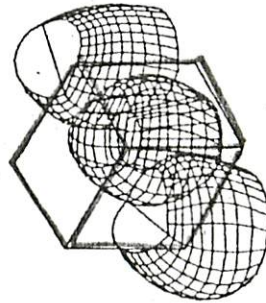
INVERSE
SURFACE
FIGURE
VUES ACTIVES
VUE MULTIPLE

E-S
SAUVE
RESTO
PLAN
VECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANGE

NOMME
PENAG
CORIG
REFER
GEOME
CONTR
MESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



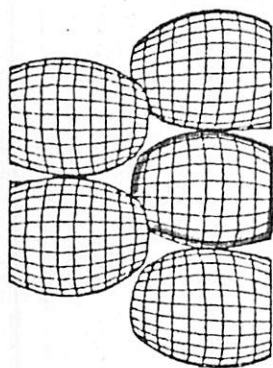
ce qui change sans l'arc-croche



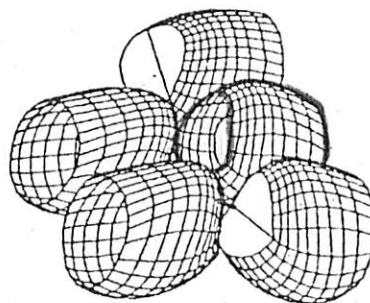
COORDONNEES
TRANSLATION
TROUÉE
SECTION
DESSUS
DESSOUS

DISTANCE
ROTATION
LIGNE
COUPE
FACE
DOS
ANGLE
HOMOTHETIE
CERCLE
FUSION
GAUCHE
DROITE
PERIMETRE
CONGE
COMMUN
PERS
AXONO
SYMETRIE
CHAÎNEMENT
ENLEVEMENT
PANOIRA
CURV
SURFACE
AFFINITE
LATTIE
GRILLE
REGARD
CACHER
VOLUME
DEPLACEMENT
REVOL
PRISE
LOUPE
ZOOM-ECH
INERTIE
DEFORMATION
CYLINDRE
ENVELOPPE
(PARTITION)
DECALER
DECODE
COPIE
CONE
BOITE
CALQUE
TABLE
VERIFICATION
LA MEME
SREGUL
SURFBZ
INVERSE
SURFACE
FIGURE
VUES ACTIVES
VUE MULTIPLE





occlusion.



cojstang

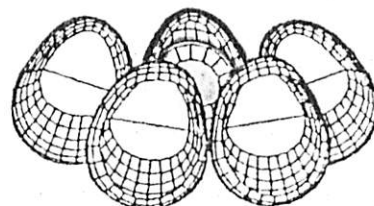
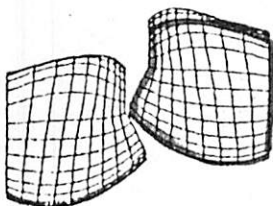
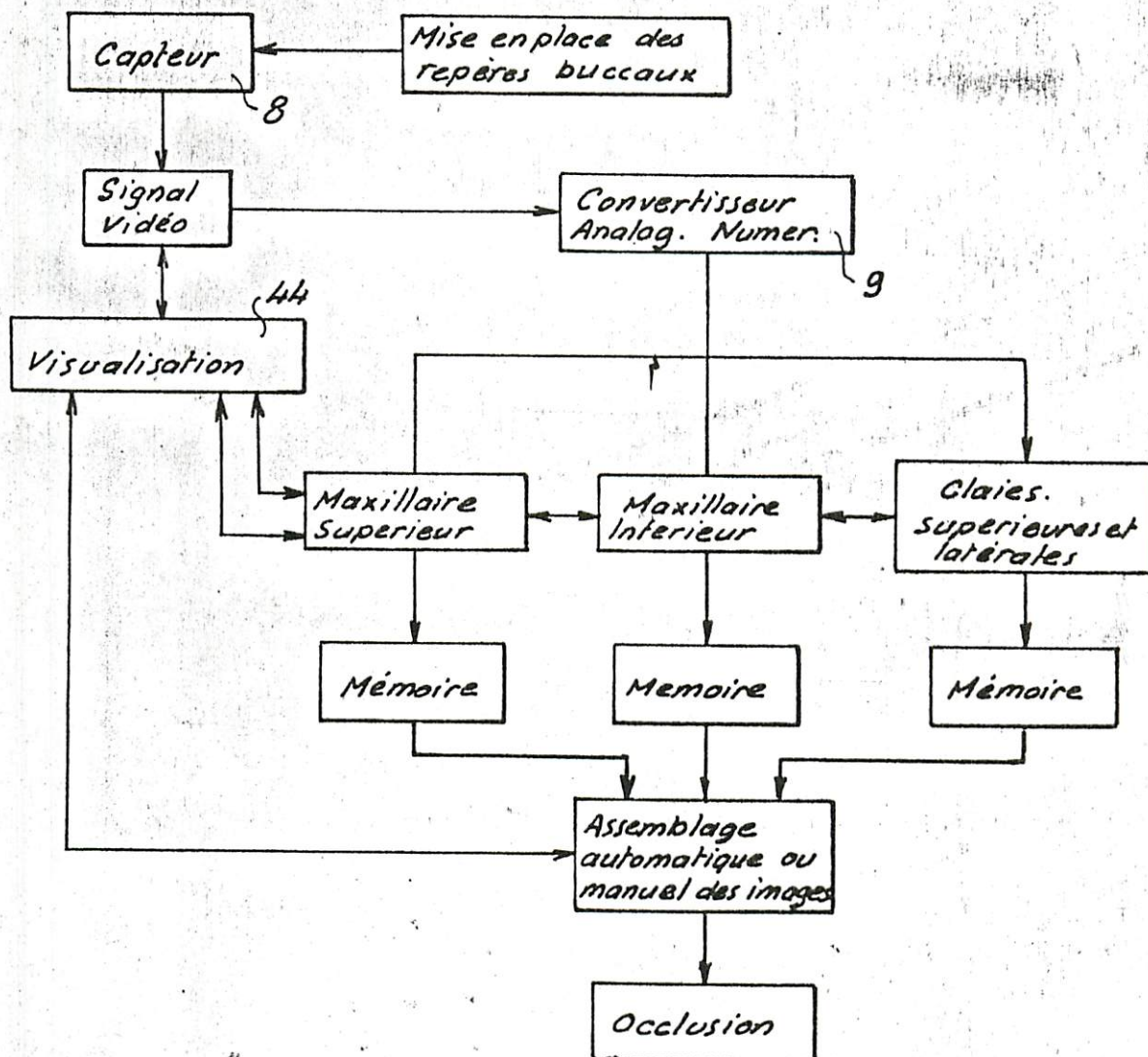


FIG.20





" Un contrôle permanent de l'usinage, par visualisation et animation sur l'écran de l'outil, permet au préparateur d'éviter toute erreur et de corriger éventuellement la géométrie de la pièce, afin de mieux l'adapter aux techniques de fabrication.

C'est ainsi que sont usinées les maquettes de soufflerie, les pièces de structure intégrale et la plupart des outillages." *CaVia*

4) Fabrication d'un bridge.

Le principe reste le même pour ce qui est des dents piliers de bridge.

Les éléments intermédiaires, stockés en mémoire, seront adaptés à l'enveloppe déterminée après insertion des éléments piliers.

Une homotétie peut être ajoutée pour respecter la courbure générale de la gouttière de l'arcade.

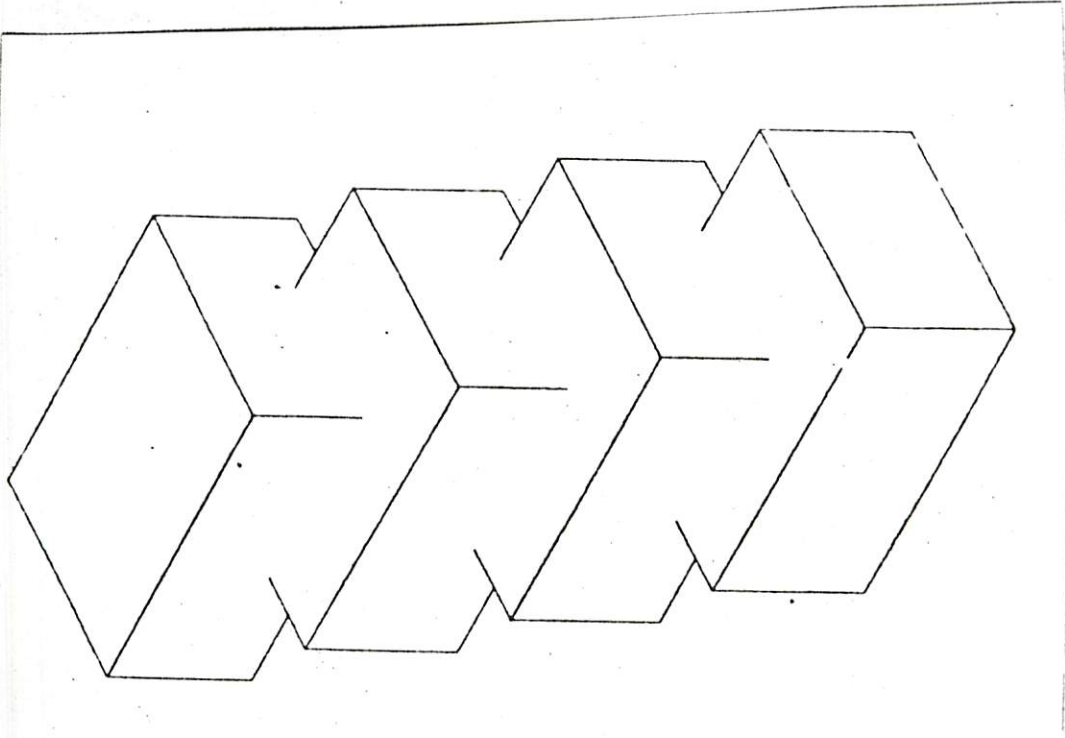
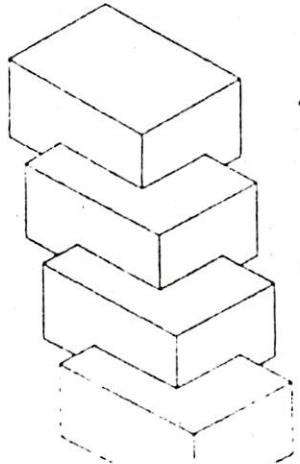
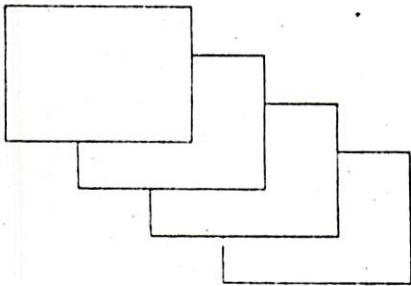
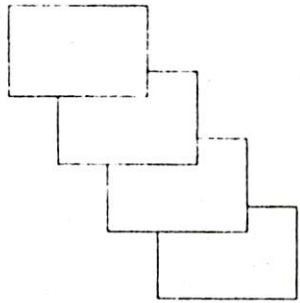
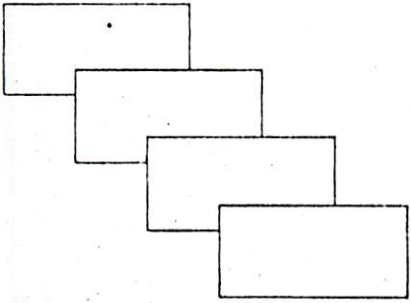
5) Fabrication d'une dent pivot.

Pour éviter l'empreinte optique aléatoire de la partie intracanalair, il y aura intérêt à utiliser un système permettant le vissage de la partie coronaire du tenon dans le faux moignon.

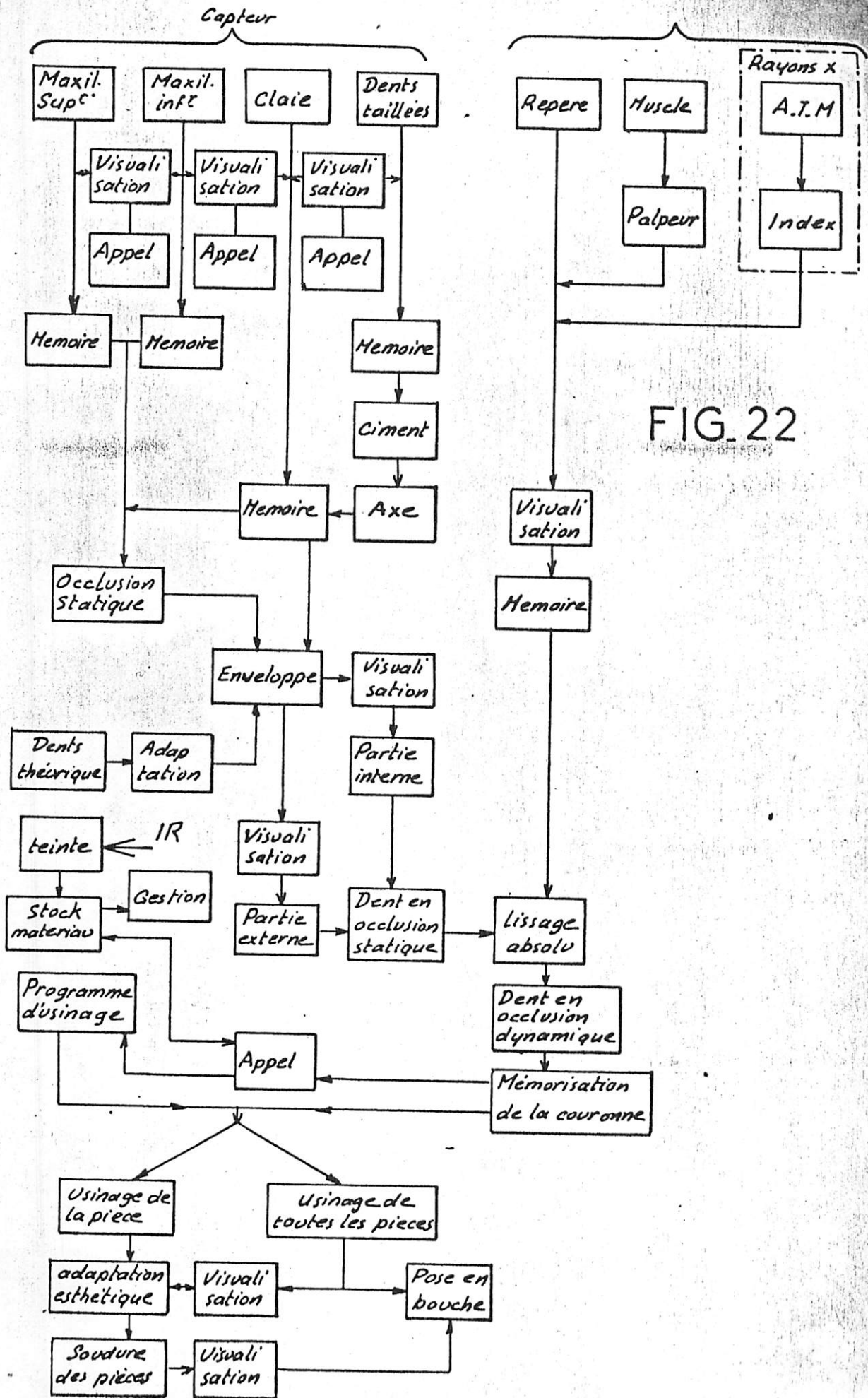
Pour ce faire, il faudra livrer des tenons de type tronconique, ou à étage, dont la partie supérieure sera filetée. Ces tenons pourront être en 3 ou 4 longueurs différentes. Le chirurgien dentiste utilisera le tenon le mieux adapté en fonction de l'alesage réalisé.

S'il s'avère que la partie filetée dépasse de plus de 3 mm la partie supérieure du moignon, il faudra donner un petit coup de
frain
disque afin de marquer l'endroit à couper. Le pivot sera ensuite

mis en place dans une petite machine très simple qui à l'aide d'une tête rotative coupera le pivot à la longueur désirée sans réaliser de bavures.

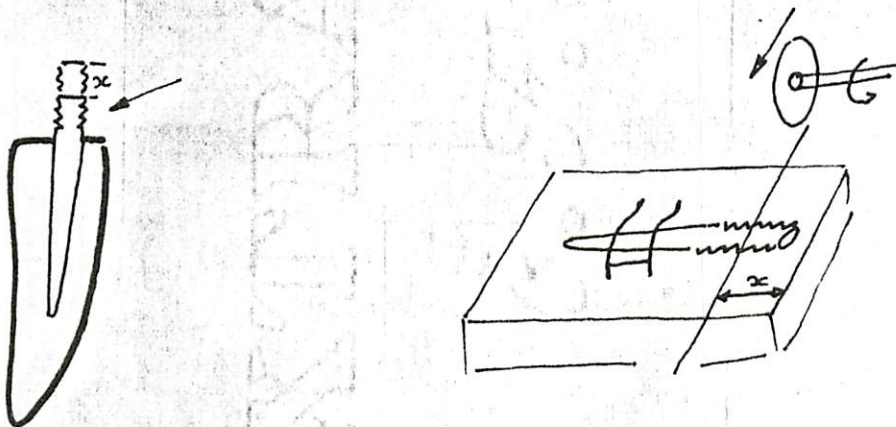


Bwdjc

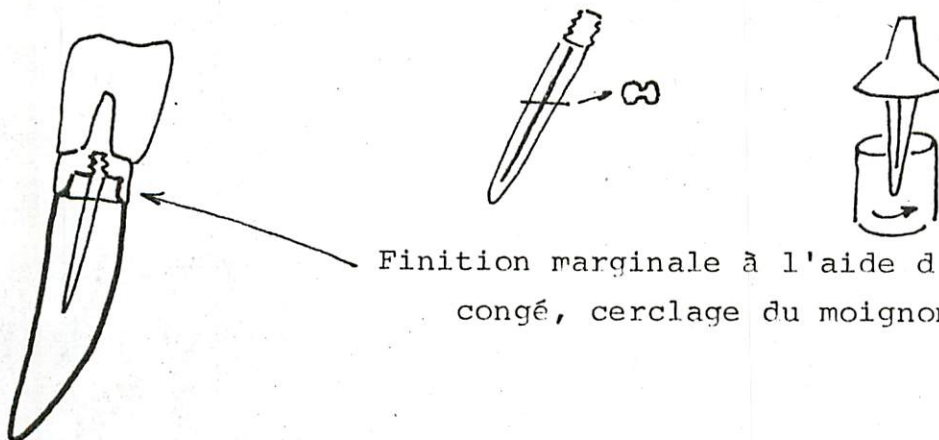


Il suffit de prévoir un curseur sur lequel se déplace la tête rotative coupante. Le pivot étant placé dans une forme adaptée.

Il sera ensuite facile de prendre une empreinte optique du moignon, le tenon en place. La machine usinera un filetage interne dans le faux moignon et il suffira ensuite de visser le tenon. Pour ce faire, il serait bon de prévoir 2 gorges longitudinales dans le tenon permettant grâce à une griffe adaptée, de bien visser à fond celui-ci dans le faux moignon.



Nous pensons qu'il y aura tout intérêt à concevoir des faux moignons de type aiguille, avec un cerclage sous gingival complet du moignon afin de bien protéger la partie coronaire de notre préparation. Il serait bon de même de prévoir { une légère rainure
un léger épaulement
déterminant la limite exacte de la supra structure qui, elle, n'aura pas besoin d'encercler le moignon.



Finition marginale à l'aide d'une fraise à congé, cerclage du moignon.

L'épaulement, ou la rainure déterminant la limite de la supra structure sera réalisée par la machine dans la face externe du faux moignon.



52 La supra structure

2 critères sont à envisagés : la résistance aux forces de mastication, l'esthétique.

Nous éliminerons tout d'abord les cas de bruxisme complexes. Dans ces cas, nous pensons qu'à l'heure actuelle et jusqu'au moment où nous aurons conçu un type de matériau adapté, nous sommes obligés afin de maintenir la hauteur d'occlusion de faire réaliser par la machine outil des couronnes métalliques en acier inox 18. 8 pour les groupes primolo molaires.

Il est bien entendu que nous pouvons réaliser des couronnes type C.I.V. dans la face vestibulaire. Il pourra être scellé des facettes en Isoset usinées par la machine. Il suffit de réaliser une gorge dans la face vestibulaire, la facette s'y emboîtant comme une mortaise.

Dans tous les autres cas, nous pensons qu'il est possible, à condition que notre supra structure ait en tout point une épaisseur de 2,5 à 3 mm, des coiffes définitivement effectuées dans un matériau esthétique.

Provisoirement, nous pensons pouvoir utiliser une résine composite, l'Isoset, dont les caractéristiques sont les suivantes :

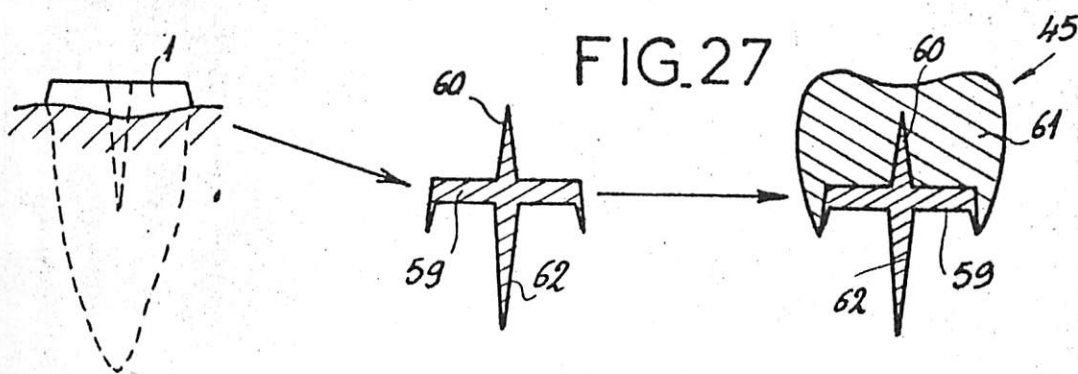
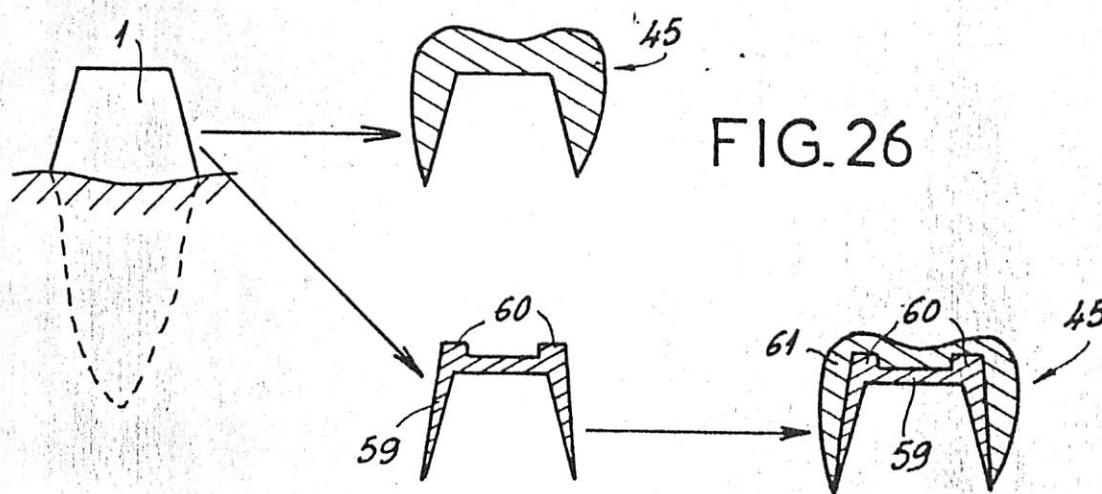
Dureté Vickers	Kg/mm ²	26
Entaille Wallace. Compacité	0,00001 inch	91
Abrasion	µg	9000
Flexion (iso 1567)	mm (15 ÷ 50 N)	3
Absorption d'eau (iso 1567)	µg/mm ³	14
Exposition lumière UV (iso 3336)		Aucune décoloration
Attaque avec monomerie Ebullition (iso 3336)		Parfaitement stable physique- ment

Ce type de matériau à matrice organique (résine epoxy) à base d'oxyde d'aluminates de silicium synthétiques à micro-particules et de groupes actifs de silanole est parfaitement stable, et possède des caractéristiques proches d'une denture naturelle.

Ce matériau se polymérise à chaud sous pression et pourra être conditionné en petits cubes ou cylindres de dimensions adaptées au type de travail envisagé, la machine choisissant la forme la mieux adaptée en fonction du travail envisagé. Il est à noter que ce matériau existe actuellement en 16 teintes différentes qui permettent un rendu parfait de l'esthétique.

Le polissage est parfait et la stabilité du fini est parfaite.

Nous pourrions envisager par la suite, des tentatives avec des produits à support de fibre de verre, mais actuellement nos recherches n'ont pas totalement abouties.



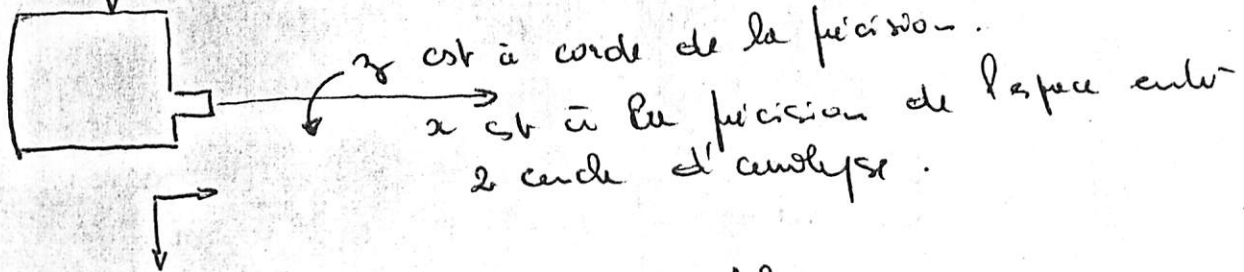
USINAGE



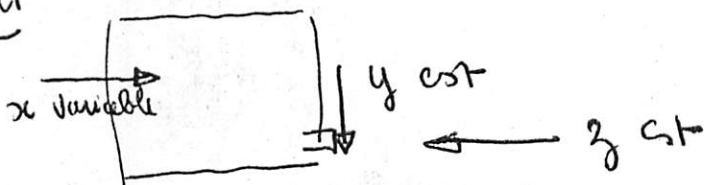
Le dent sera défini par environ 100 points.
 allant à 800 maximum dans le programme
 d'usinage comportera 800 points (x y z) interne
 et 800 points (x y z) externes. soit 1600 points
 définis par $1600 \times 3 = 4800$ cotes x et y et z

Notons que l'usinage idéal est en 1 cote:
 montée en 1 tour avec une régularité.

y variable par usinage ou variation continue de y_1 vers y_2



déplacement de l'outil



- Fraiseuse à Commande Numérique.

Type : contournage plan avec interpolation linéaire dans l'espace.

Broche : compte tenu de la taille très faible des outils, il est indispensable de disposer d'une tête à grande vitesse.

Une turbine de dentiste peut être adaptée sur la fraiseuse dont dispose le Centre d'Etude de la Commande Numérique.

Par la suite ces usinages pourraient être réalisés sur une micro-fraiseuse.

- Positionnement des prothèses pour usinage

A définir pour chaque type et en fonction du matériau.

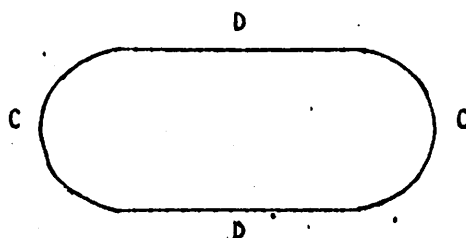
II - DONNEES GEOMETRIQUES NECESSAIRES A LA GENERATION DES PROGRAMMES.

• DEFINITION GEOMETRIQUE

1) - Le plan de base :

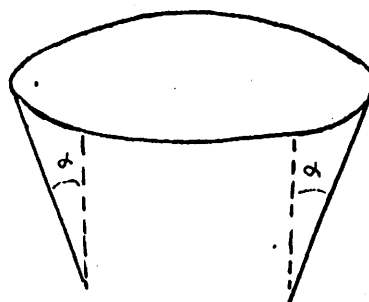
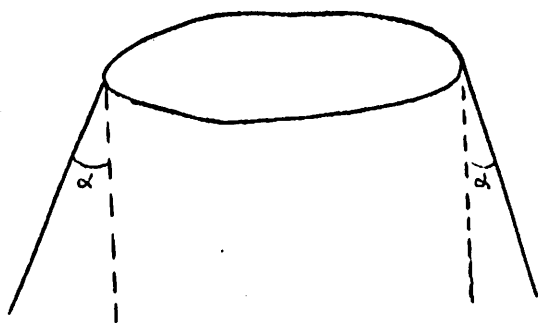
Contour fermé constitué de droites et de cercles tangents.

Le rayon du plus petit cercle sera supérieur à celui de l'outil au niveau du plan de joint.



2) - Le flan de la couronne :

s'appuie sur le contour précédent et présente une dépouille angulaire constante.

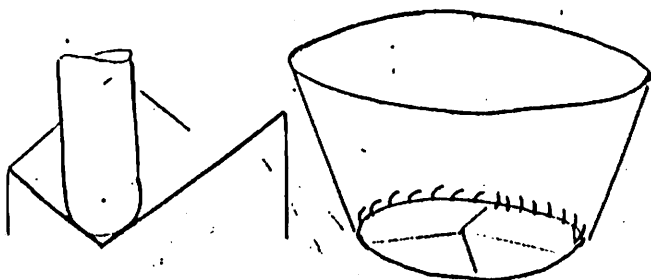


3) - Le fond de la couronne :

sera constitué exclusivement d'un assemblage de plans adjacents, et ne présentant pas de partie en contre-dépouille.

Le fond est délimité par son périmètre par le flanc de la couronne.

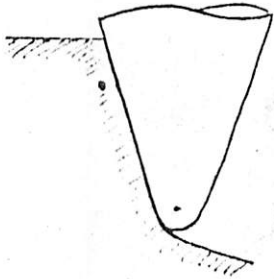
Le raccordement flanc-fond sera un rayon égal à celui du bout sphérique de l'outil. Il en sera de même pour un dièdre rentrant.



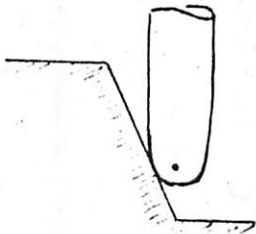
CHOIX DES OUTILS :

Ils doivent être de formes et de dimensions compatibles avec celles de la couronne.

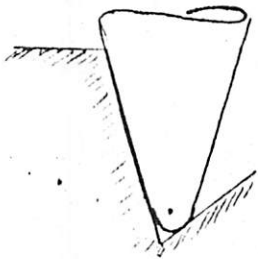
1) - Pour l'usinage du flanc :



- Outil conique de demi-angle au sommet égal à la dépouille à obtenir.
Bout sphérique de rayon égal au rayon de raccordement du fond.



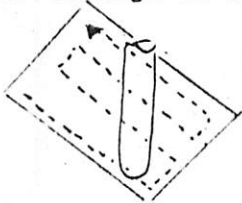
- Si le demi-angle au sommet de l'outil n'est pas égal à la dépouille, on est obligé de réaliser un usinage en bout d'outil, multipliant le nombre de passes d'usinage du flanc.



- Les plans du fond définissent les limites de plongée de l'outil.

2) - Pour l'usinage du fond

Outil à bout sphérique de rayon égal au rayon de raccordement du fond. Usinage du fond plan par plan, avec des passes linéaires et parallèles.



Les passes sont délimitées par les plans adjacents ou / et par le flanc de la couronne.

Pour réaliser un programme général, il faut convenir d'une forme type du contour du plan de base, et du nombre de plans du fond, ainsi que de leur disposition relative.

LISTE DES FABRICANTS ET REVENDEURS DE FRAISEUSES A CN EN FRANCE

ACIERA
Représentants : MACHINES-OUTILS REPMO
26, rue Dagorno 75 012 PARIS

ACIEREX
16, rue de la Sablière 75662 PARIS CEDEX 14

ALCERA HAULIN
40, Faubourg de Belfort 90100 DELLE

AVANTEX
24, rue Léon Frot 75011 PARIS

C. E. C. N. INDUSTRIE
70, avenue Roger Salengro 69100 VILLEURBANNE

CININNATI MILACRON
2, place Gustave Eiffel, Silic 246 94568 RUNGIS

C. N. C. SYSTEMS
Z. I., route d'Ensisheim 68190 UNGERSHEIM

CODIMA
2, rue Vernier 75017 PARIS

DECKEL-FRANCE
54-56, avenue Pierre Grenier 92100 BOULOGNE

DUFOUR Gaston
143, boulevard Chanzy 93107 MONTREUIL

ERNAULT SOMUA
32, avenue de l'Europe 78140 VEUZY-VILLACOUBLAY

FENWICK
Département Machines-Outils
28, boulevard Biron 93404 SAINT OUEN

FOREST-T. M. I.
B. P. 25 12700 CAPDENAC-GARE

GAMBIN 74250 VIUZ EN SALAZ

GRAFFENSTADEN
Division de CIT-ALCATEL
156, route de Lyon, Graffenstaden 67048 STRASBOURG

GRAPHAEAL
Z. A. C. de Mercières 60200 COMPIEGNE

HAHN & KOLB
103, avenue Pierre Grenier 92100 BOULOGNE

HALBRONN
4, rue Jean Moulin 94130 NOGENT SUR MARNE



HESTIKA
5, avenue Joffre

METAUBELL
119 à 123, avenue Daumesnil

M. O. C. N.
10, Vitali

MOTEC MACHINES OUTILS
Avenue des Arts, BP 9

OLIVETTI CONTROLLO NUMERICO
Représentants : OLIVETTI FRANCE OCN
85, rue du Landy

S. A. G. E. M.
6, avenue d'Iéna

SAVEMA
153, rue Jean Jaurès

TECHNIQUES D'ELECTRO EROSION (Sté des)
66, rue de Chatou

TIME SAVING
99, avenue du Général Leclerc

TORNOS BECHLER PETERMANN
54, avenue Jean Jaurès

UNIVACIER
44bis, avenue Jean Jaurès

VE. MI. MO.
13, rue des Quatre Vents

VERNIER
22, boulevard Anatole France

WIRTH ET GRUFFAT
"Les Granges", Argonay/Annecy

94160 SAINT MANDE

75012 PARIS

95450 VIGNY

54350 MONT SAINT MARTIN

93305 AUBERVILLERS CEDEX

75783 PARIS CEDEX 16

93307 AUBERVILLERS CEDEX

92700 COLOMBES

94700 MAISONS ALFORT

75019 PARIS

93500 PANTIN CEDEX 01

92380 GARCHES

06340 LA TRINITE

74370 PRINGY

Il n'existe pas de fabricants français de micro-fraiseuses.



FIG. 31

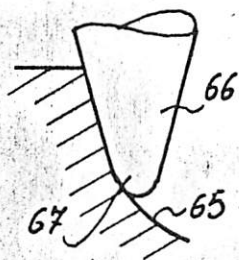


FIG. 32

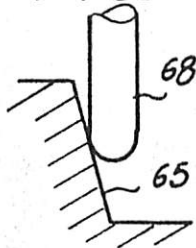


FIG. 33

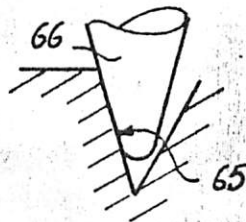


FIG. 34

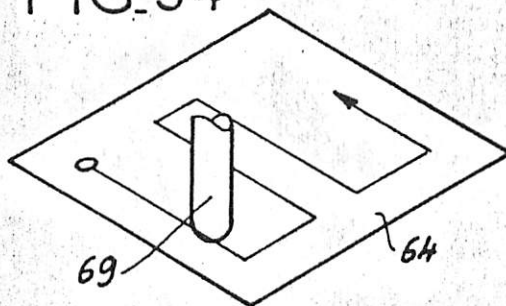


FIG. 35

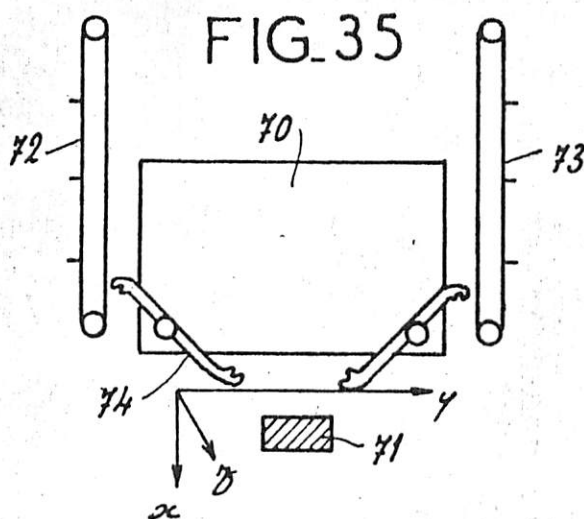


FIG. 36

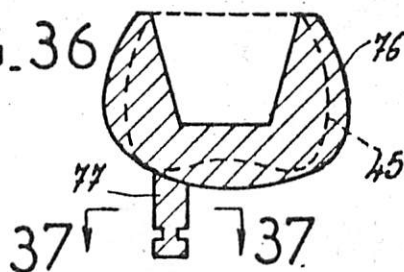
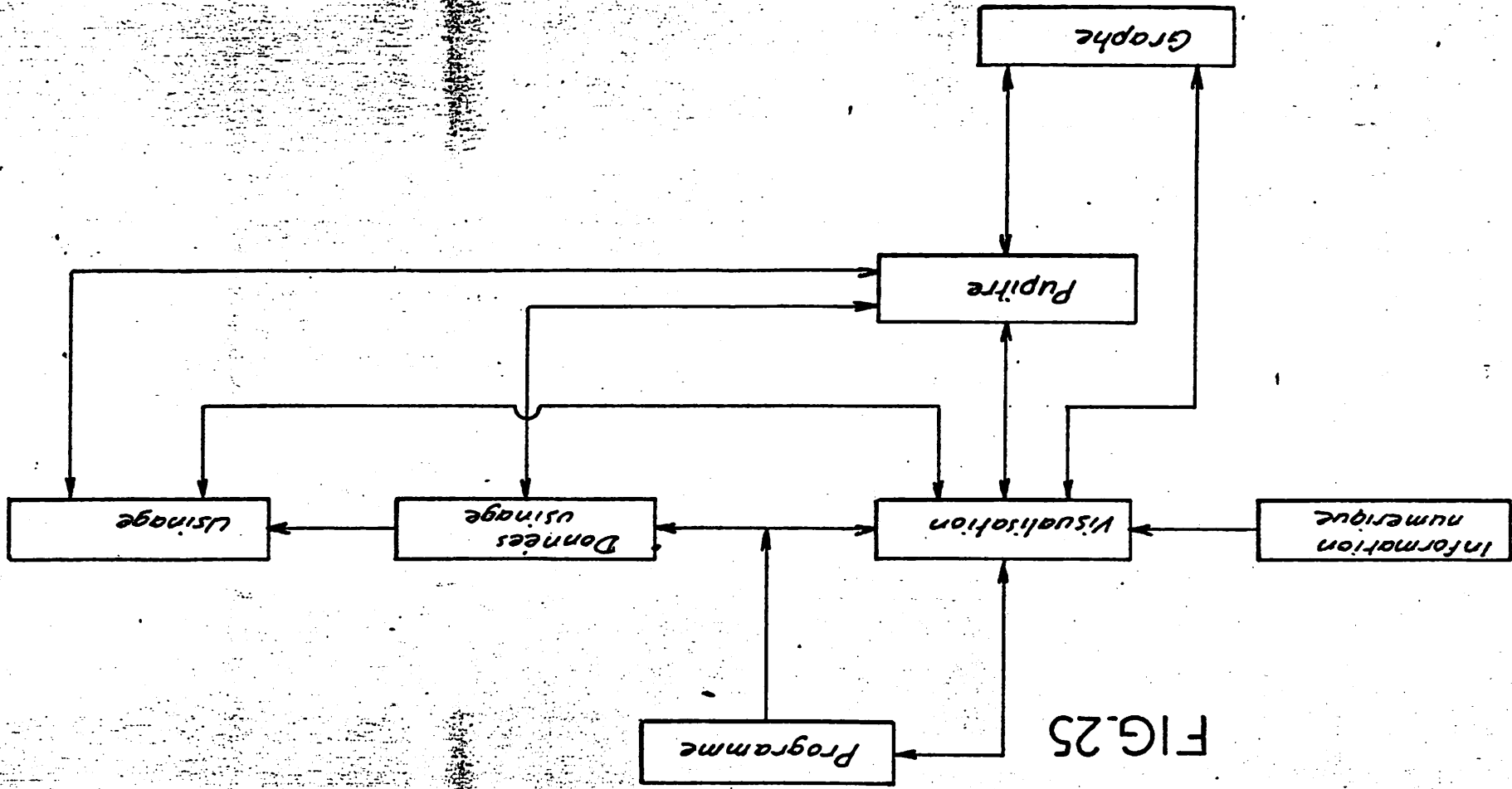


FIG. 37





6) Fabrication d'un appareil mobile.

Dans le cas d'une prothèse mobile, la définition de l'enveloppe est partiellement différente : on distingue toujours un plan inférieur 53, un plan supérieur 54 et un plan postérieur 55, mais les plans latéraux et antérieurs sont réunis en une seule surface enveloppe incurvée 56, qui sera déterminée comme étant sensiblement tangente à la crête gingivale, et toutefois espacée de celle-ci de quelques millimètres, cet espacement étant fonction de la partie la plus vestibulée de la prothèse (bord libre des incisives ou rebord de la résine ...). La limite inférieure de la surface 56 devra être fixée à une profondeur non traumatisante, fonction de l'empreinte optique définissant le plan inférieur 53. Au moment de la prise de cette empreinte, il sera souhaitable de faire jouer les muscles buccaux pour que son intersection avec la surface 56 ne soit pas traumatisante. Le plan postérieur 55 sera déterminé par les éléments anatomiques situant la limite théorique d'une prothèse (tubérosité rétro-molaire, trigône,...). Enfin, le plan supérieur 54, c'est-à-dire le plan d'occlusion de la prothèse résultera directement de la détermination de l'occlusion réelle, décrite ci-après.

Dans ce but, s'il existe encore des contacts dentaires, l'on réalise des empreintes optiques des arcades supérieure 33 et inférieure 34, comme déjà décrit plus haut, ainsi que des empreintes optiques antérieures et latérales définissant des "claies" antérieure 57 et latérales 58. Ensuite l'on procède à l'ajustement des empreintes supérieure et inférieure l'une par rapport à l'autre, les claies permettant le positionnement mathématique exact d'un maxillaire par rapport à l'autre, d'où obtention de l'occlusion "statique".

S'il n'existe pas d'antagoniste, dans le cas d'une prothèse fixe, on se reportera au cas traité précédemment, alors que pour une prothèse mobile (complète) on procédera comme décrit plus haut, en déclenchant la prise d'empreinte de la claie de préférence au pied pour bien fixer les rapports inter-maxillaires au bon moment.



Pour la détermination de l'occlusion "dynamique", les mouvements des mâchoires peuvent être enregistrés selon un mode opératoire sensiblement identique, par analyse faciale du patient sur lequel on aura placé un certain nombre de repères buccaux. Si cette analyse faciale se fait en rayons X, il suffit d'avoir trois repères radio-opaques, liés aux maxillaires et visibles à la prise d'empreinte optique. S'il s'agit de repères émetteurs, il faut que la table d'analyse soit sensible à la longueur d'onde d'émission, et que ces repères soient visibles à la prise d'empreinte optique. S'il s'agit de repères classiques, il faut qu'ils soient visibles à tout moment durant l'analyse des mouvements. Dans chaque cas, les repères doivent être fixes à quelque 100 prs, entre le début et la fin de l'analyse. Si ces repères ne sont que intra-buccaux, il faut qu'ils soient visibles à tout instant durant l'analyse des mouvements.

L'organigramme de la figure 20 illustre l'exécution de cette dernière opération, effectuée en réalisant un contrôle par les moyens de visualisation 44.

Dans tous les cas sains, cette analyse évite une étude directe de l'articulation temporo-maxillaire. Dans les cas pathologiques, il sera cependant judicieux d'adjoindre des moyens d'étude musculaire (tension,...) et d'étude de cette articulation, le processus à suivre étant illustré par l'organigramme de la figure 21. Dans ce dernier cas, on utilisera pour les repères internes et externes un système de fixation endo-buccal sur dent ou sur gencive, collant ou à ventouse, et après enregistrement des mouvements faciaux des points externes, on prendra deux empreintes optiques, l'une avec les points de repère, l'autre pour la prothèse elle-même. Il suffit alors de positionner mathématiquement les empreintes l'une par rapport à l'autre, en ne retenant que les repères. Les mouvements faciaux permettront de donner les mouvements des mandibules dans l'espace. L'étude de l'articulation temporo-maxillaire permettra de suivre le cas pathologique par rapport à l'occlusion, et de chercher une meilleure occlusion. La même remarque peut être faite pour l'étude musculaire.

FIG.11

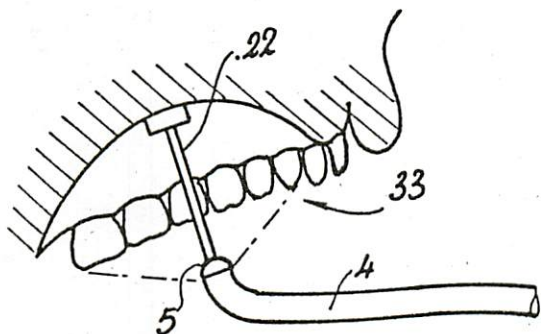


FIG.12

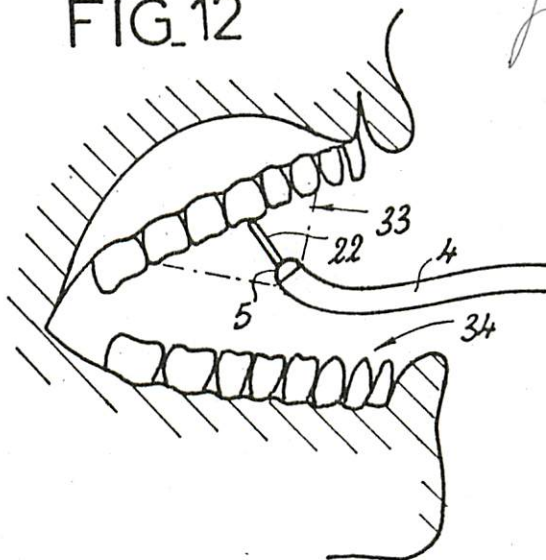


FIG.13

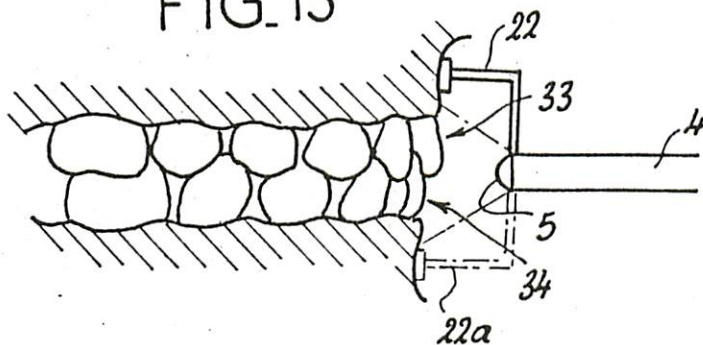


FIG.18

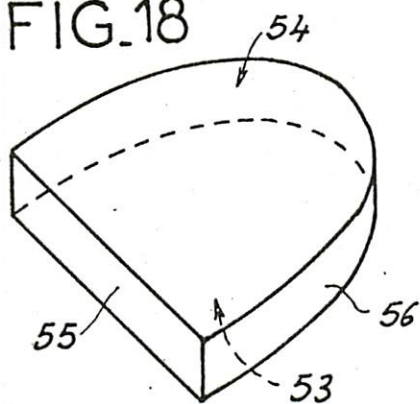
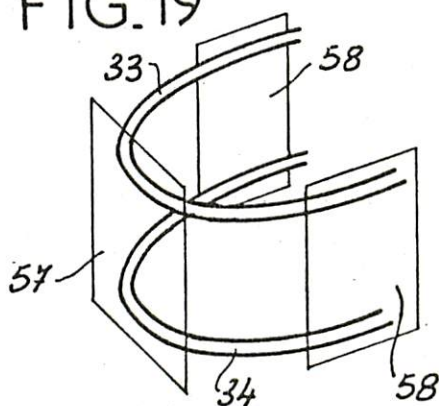
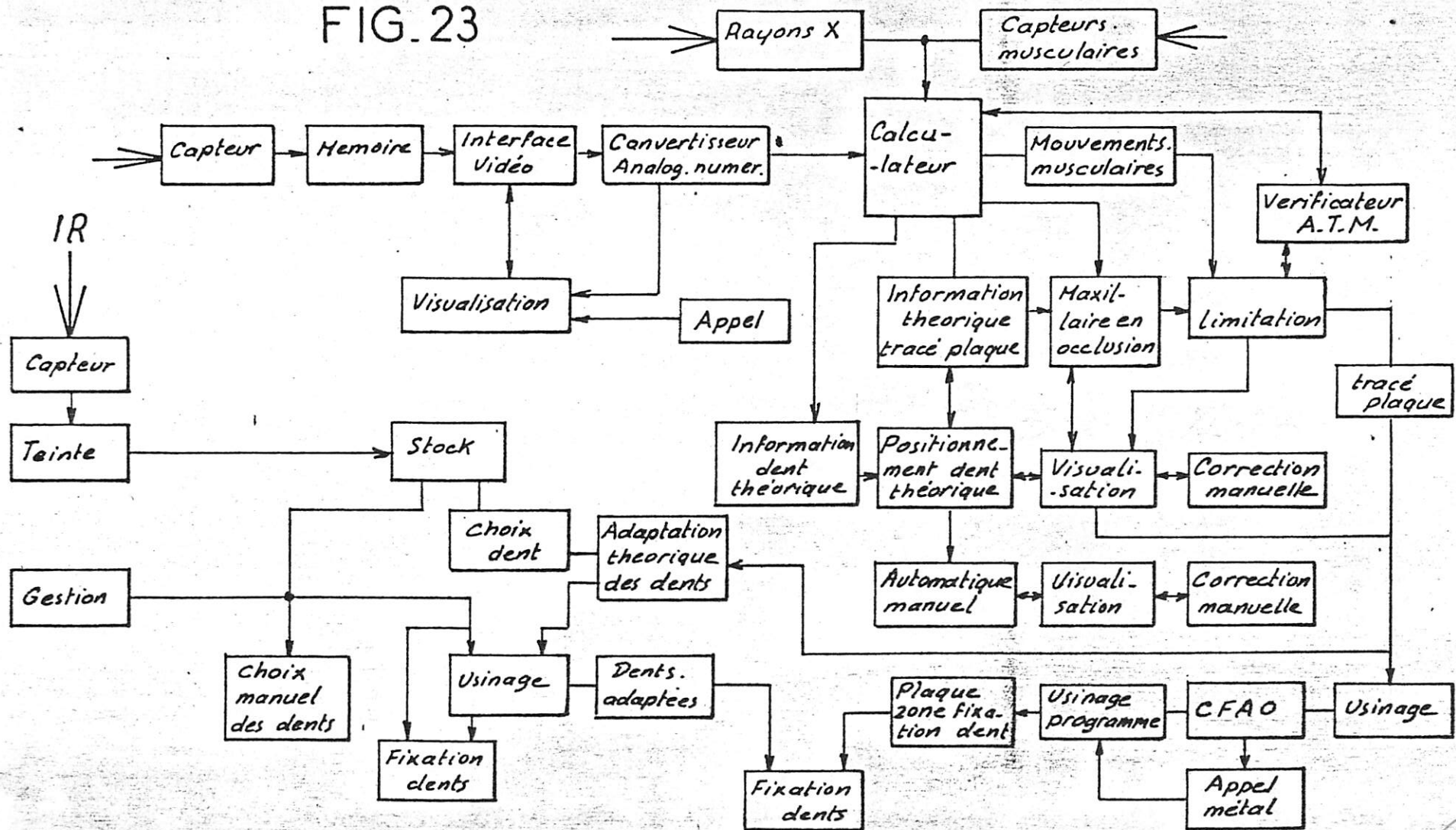


FIG.19

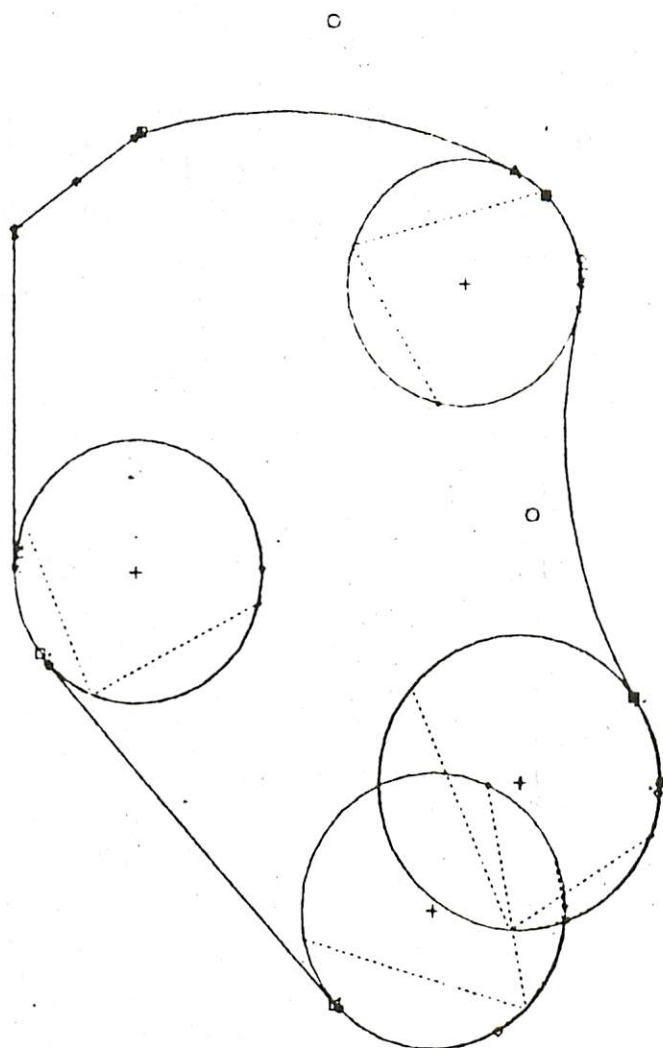


Prothèse adhésive

FIG. 23



NOM
 PRÉNOM
 DATE
 LIEU
 CANTON
 DÉPARTEMENT
 CIRCULAIRES
 DÉCRET
 ARRÊTÉ
 DÉLIBÉRATION
 DÉCISION
 DÉCRET
 ARRÊTÉ
 DÉLIBÉRATION
 DÉCISION



LE
 EN
 CUNGE
 CUNGE
 CHAMFREIN
 CHAMFREIN
 ENLEVER
 ENLEVER
 LATTE
 LATTE
 REVOL
 REVOL
 CYLINDRE
 CYLINDRE
 ENVELOPE
 ENVELOPE

FIG.28

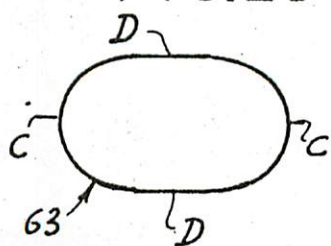


FIG.29

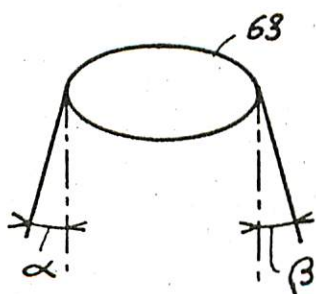
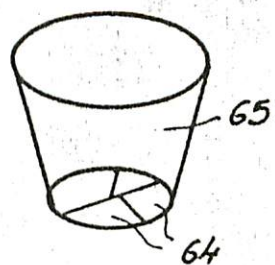


FIG.30



7) Remarque sur l'occlusion:

Les travaux sur l'occlusion sont nombreux. Le travail en bouche actuellement est tellement délicat que peu de praticiens l'effectue correctement. Les données évoluent tellement vite qu'elles font l'objet de séminaires de plusieurs jours chaque année.

Pour nous, cela est du temps perdu. En effet, l'étude théorique de l'occlusion nécessite un examen de l'ensemble des éléments du système masticatoire. Cette recherche oppose immédiatement les besoins fondamentaux aux possibilités offertes en pratique courante. Pourtant, il s'agit d'un principe de base de la dentisterie qui permet d'associer la dent à l'ensemble du système masticatoire. Mais, pour associer des méthodes rationnelles essentiellement biologiques à des techniques de pratiques courantes, il faut en avoir le temps et les moyens. Lorsque l'on étudie les dysfonctions ou les réhabilitations fonctionnelles, le problème posé précédemment se complique encore plus.

L'aspect précaire de l'ensemble des lois qui ont cherché à hiérarchiser ces recherches, montre la fragilité des raisonnements. Une loi scientifique ne peut être définie comme l'expression mathématisée de phénomènes concomitant ou d'une régularité donnée à l'observation. Elle doit exprimer un rapport universel et nécessaire fournissant des explications causales précises. Les lois de l'occlusion sont par trop descriptives. Elles doivent aussi posséder un tel degré de généralité qu'elles dépassent l'inventaire de toutes les occurrences possibles. Nous cherchons à établir une relation uniforme entre différents phénomènes empiriques ou entre ses propres différents aspects. L'existence supposée de connexions régulières entre les systèmes envisagés est hasardeuse ou empirique. Or aucune loi, même en biologie, ne doit traiter du détail ou alors, elle doit être détail d'une loi.

Partant de ce principe du détail, nous ne chercherons pas, sur la recherche de l'occlusion, à tendre un piège à ce que nous cache le sujet en général, mais à admettre que le sujet a une façon



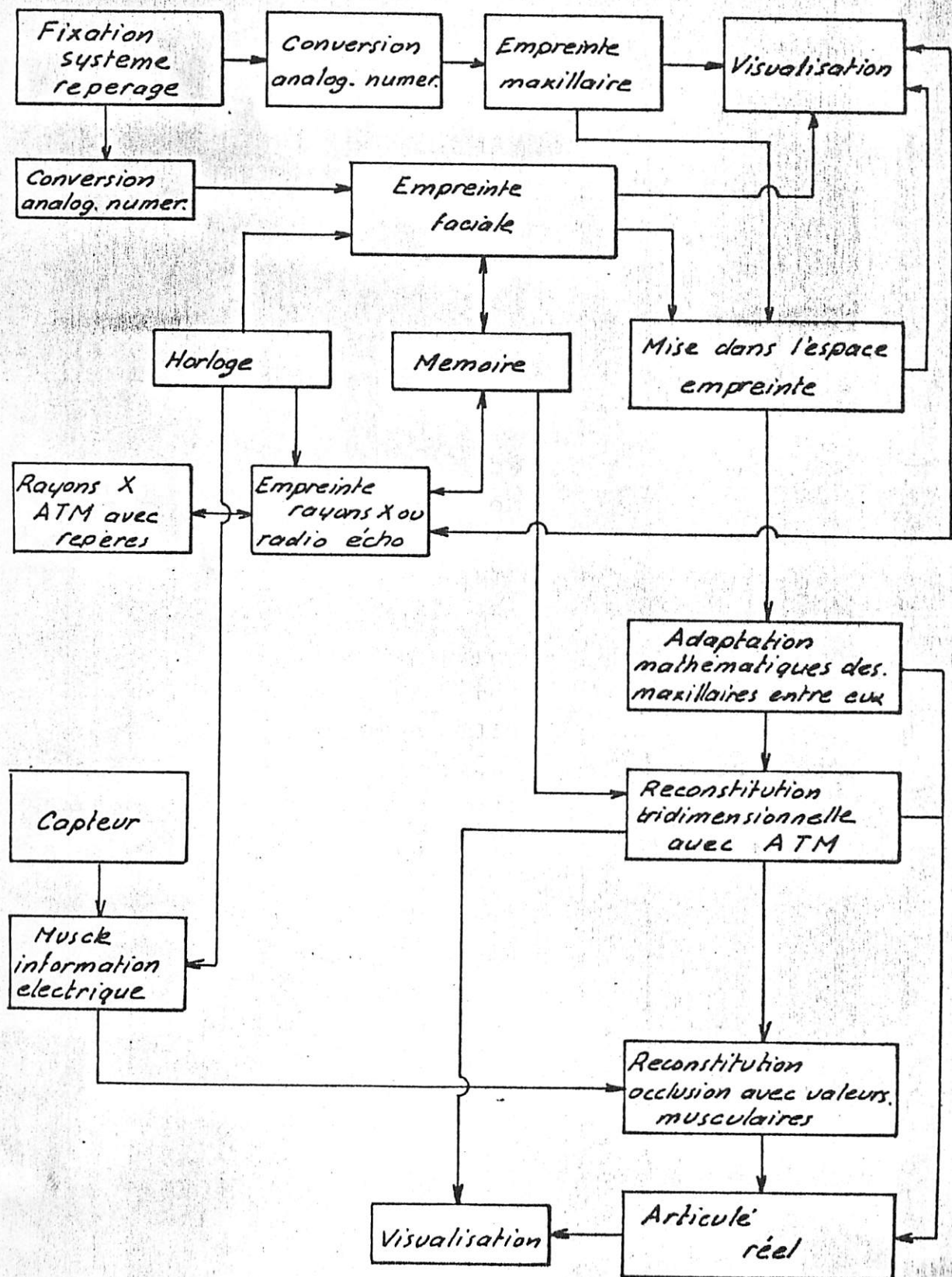
H. H. 160
1987/82

d'occluser individuelle et libre dans un certain rapport gaussien des valeurs. Le fait est l'expression individuelle de la théorie, et les observations générales (et non les lois), nous conduisent à rechercher l'individu dans ce cadre général, à tout moment et librement.

L'inventaire de toutes les occurrences possibles cherchera à montrer non pas qu'il existe une loi occlusale générale mais un cas particulier pour chaque individu. Le meilleur moyen d'y arriver est d'associer les départements articulaire, musculaire et dentaire à cette analyse. Aucune généralisation ne nous intéresse car elle ne cherche finalement qu'à construire un appareil complexe en laboratoire, alors que la bouche le possède elle-même. Elle nous permettra seulement de rechercher en théorie les disfonctions (rôle du chercheur mais pas du praticien).

Cela suppose qu'il est possible d'associer facilement l'ensemble des trois départements lors de l'analyse. Il faut établir une construction intellectuelle afin d'inclure et de relier entre eux de façon aussi simple que possible les données expérimentales. Cette attitude pythagorienne nous intéresse beaucoup dans la mesure où elle résout le problème de l'induction. L'empreinte optique et son association avec un ordinateur nous permettent aujourd'hui d'arriver franchement à ces possibilités, ce qu'aucune autre technique ne peut de façon individuelle, absolue et pratique. Nous excluons toute généralisation : nous généralisons l'individuel étant en cela à l'inverse des courants connus à ce jour.

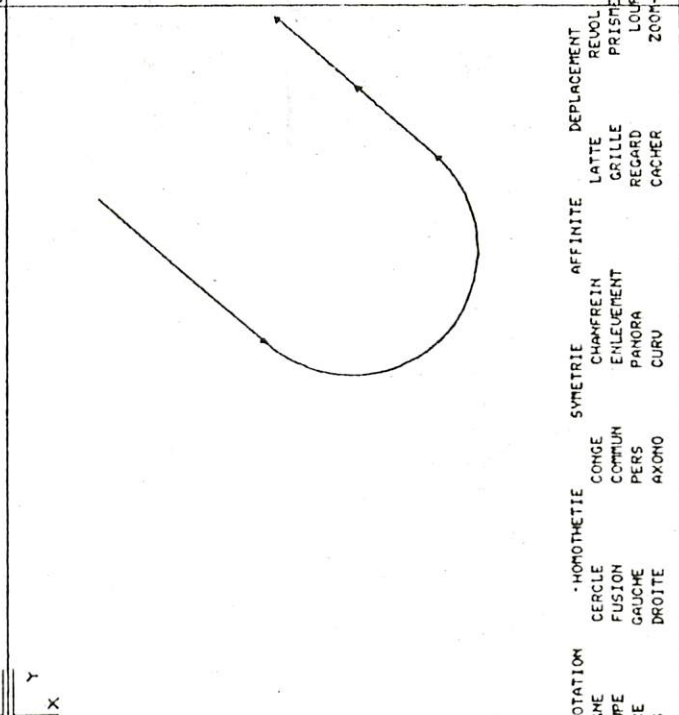
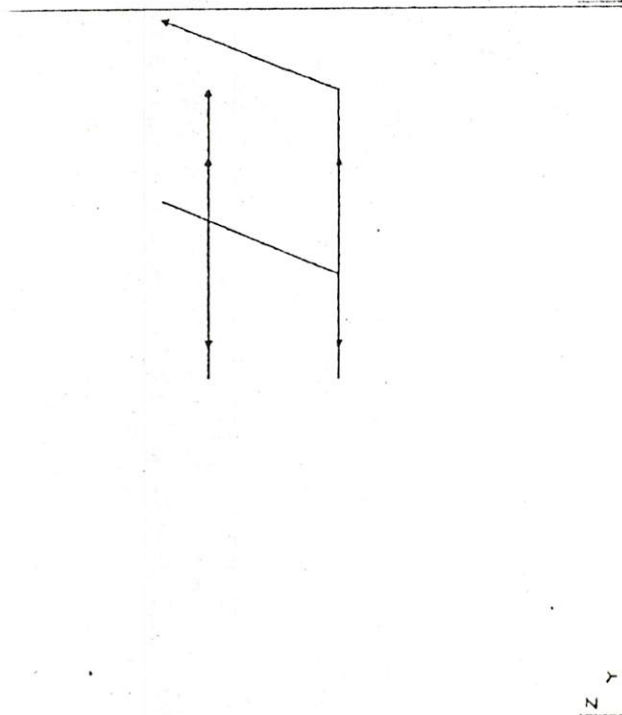
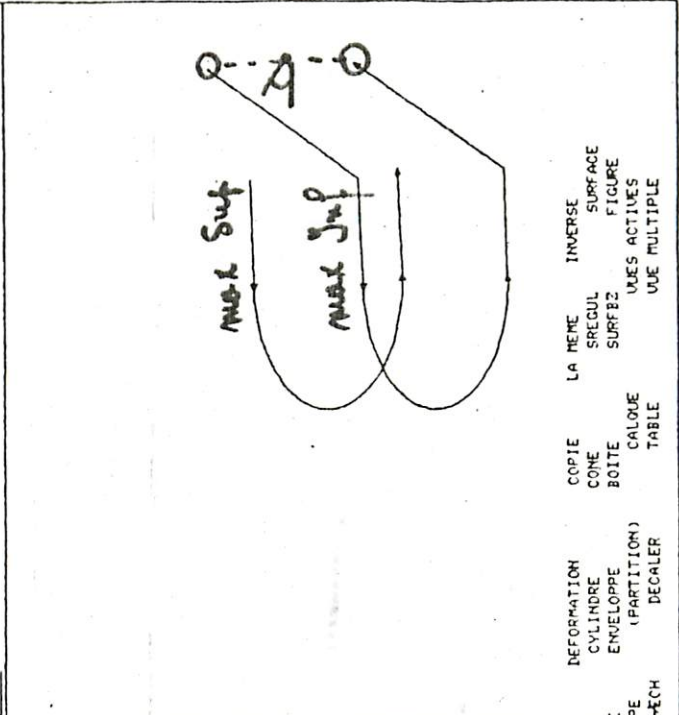
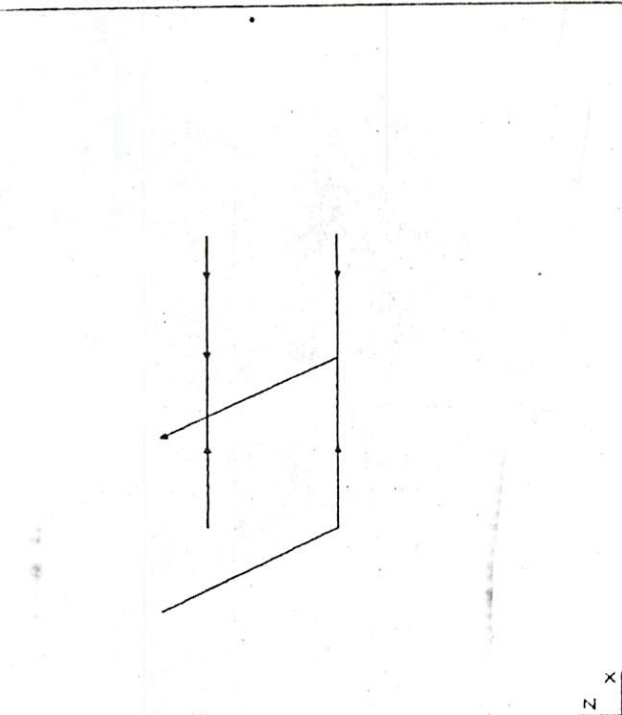
FIG.21





E-S
SAUVE
RESTO
PLAN
UECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANCE

NOMME
MEMAG
CORIG
REFER
CEQUE
CONTR
MESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



TRANSLATION
TROUÉE
SECTION
DESSUS
DESSOUS

ROTATION
LIGNE
COUPE
FACE
DOS

• HOMOTHÉTIE
CERCLE
FUSION
GAUCHE
DROITE

SYMMÉTRIE
CHAMFREIN
ENLEVEMENT
PANORA
CURU

AFFINITE
LATTE
GRILLE
REGARD
CACHER

DEPLACEMENT
REVOL
PRISE
LOUPE
ZOOM-ÉCH

DEFORMATION
CYLINDRE
ENVELOPPE
(PARTITION)
DECALER

COPIE
CONE
BOITE
CALQUE
TABLE

LA MEME
SREGUL
SURFEB

INVERSE
SURFACE
FIGURE
VUES ACTIVES
VUE MULTIPLE

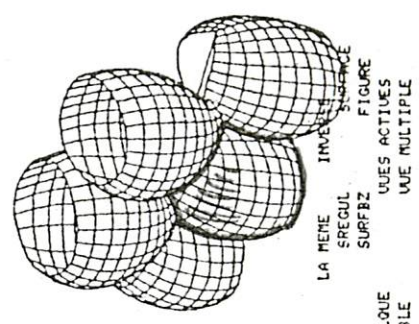
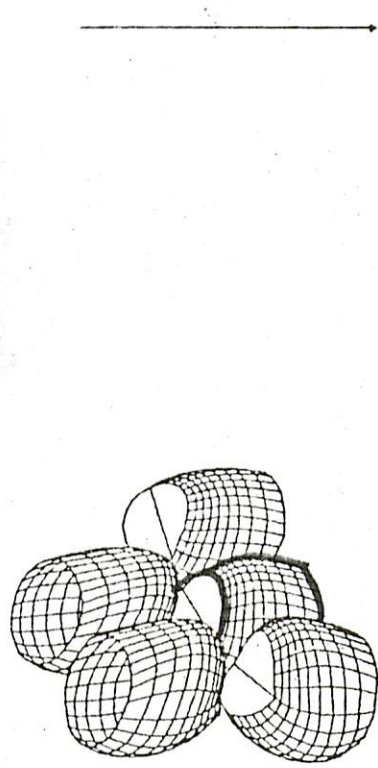
MS
MS

mi se e^{2x} calculo



E-5
SAUVE
RESTO
PLAN
VECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANCE

NOMME
PENING
CORTIG
REPER
GEOME
CONTR
MESUR
.....
B.D.
MESS.
COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



TRANSLATION
TROUÉE
SECTION
DESSUS
DESSOUS

ROTATION
CERCE
FUSION
GAUCHE
DROITE

HOMOTHETIE
CONCE
COMMUN
PERS
AYONO

SYMETRIE
CHANFREIN
ENLEVEMENT
PANORA
CURU

AFFINITE
LATTE
GRILLE
REGARD
CACHER

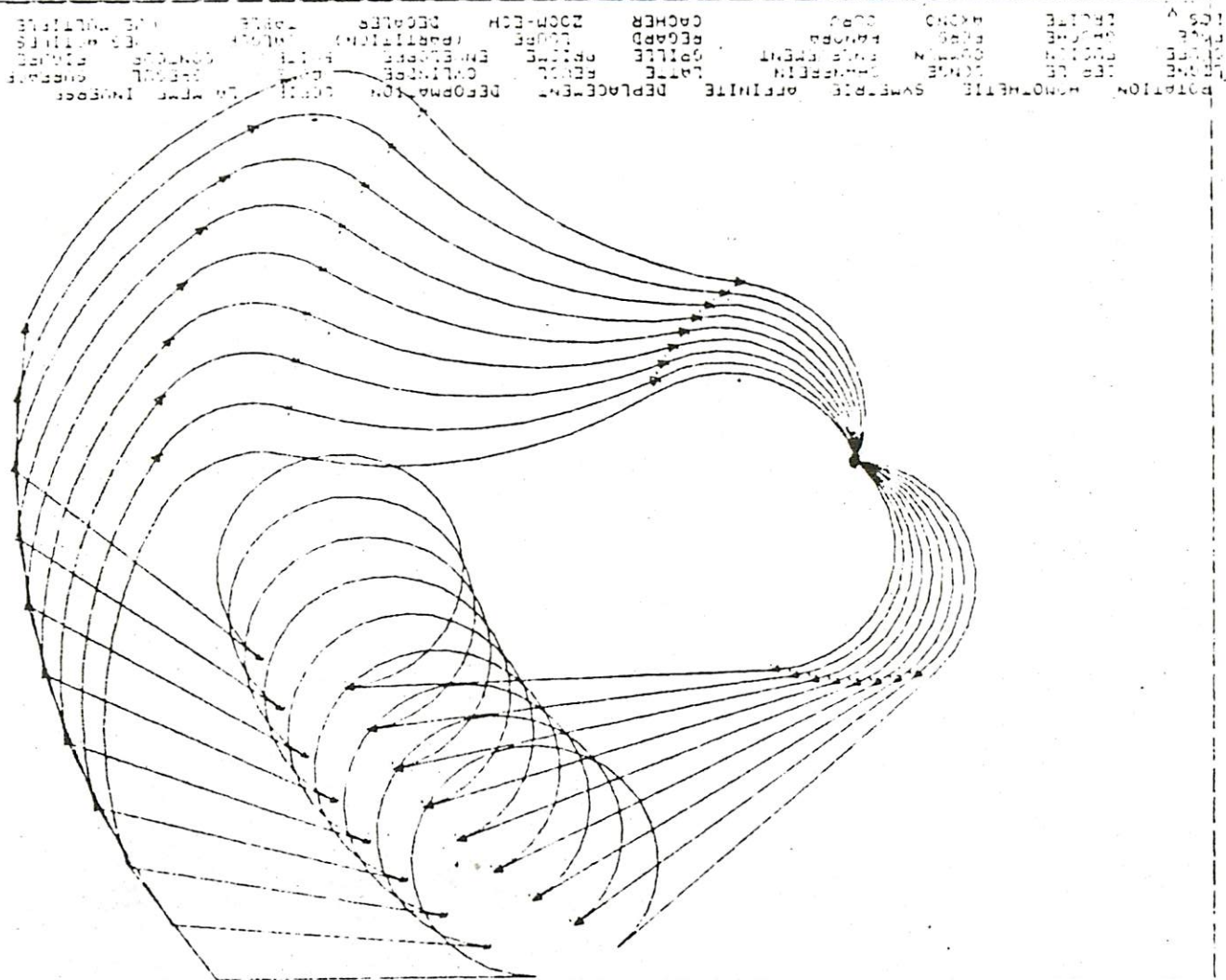
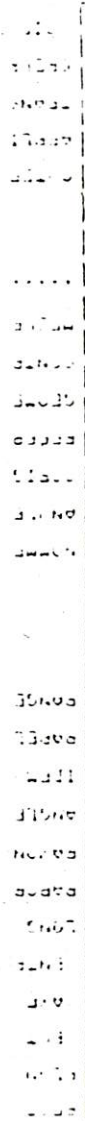
DEPLACEMENT
REVOL
PRISE
LOUPE
ZOOM-ECH

DEFORMATION
CYLINDRE
ENVELOPPE
(PARTITION)
DECALER

COPIE
CONE
BOITE
CALQUE
TABLE

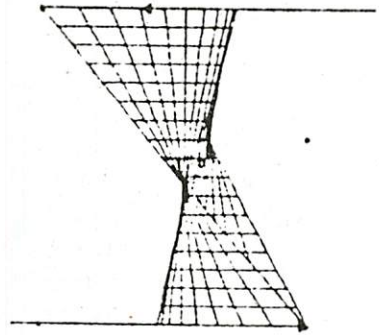
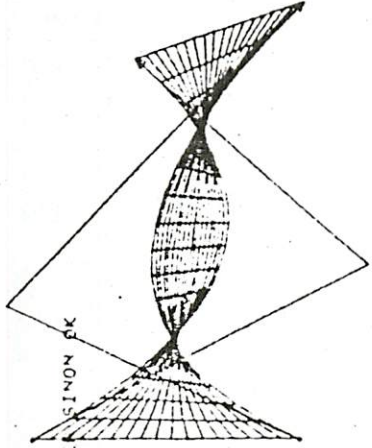
LA MENE
SREGUL
SURFBR
CALQUE
TABLE

INVERSE
SREGUL
FIGURE
VUES ACTIVES
VUE MULTIPLE



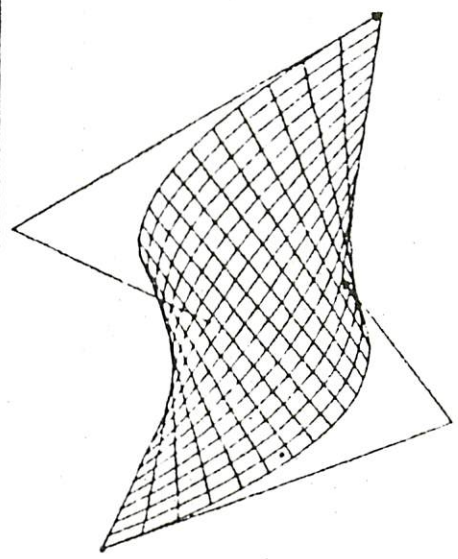
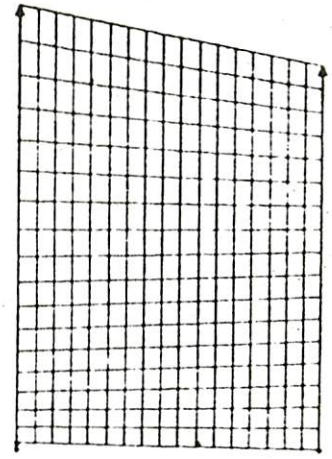
TRANSLATION
THREE
DECEMBER
DESSOU
DESSOUS

13.13
FAIRE CORIG POUR CARRIERE SINON OK



Z
Y
X

Z
Y
X



TRONC
SECTION
DESSUS
DESSOUS

LEONE
COUPE
FACE
DRE

CEROLE
FUSION
GAUCHE
DROITE

CONGE
COMMUN
PERS
AYON

CHAMFREIN
ENFLECH
PANOFA
CURV

LATTE
GRILLE
REGARD
CACHER

DEUIL
PRISE
LOUPE
ZOO-TECH

CYLINDRE
ENVELOPE
(PARTITION)
DECOILER

CONE
ENTEE
CALQUE
TABLE

SECCUR
CONTOUR
LIGNES
MULTIPLE

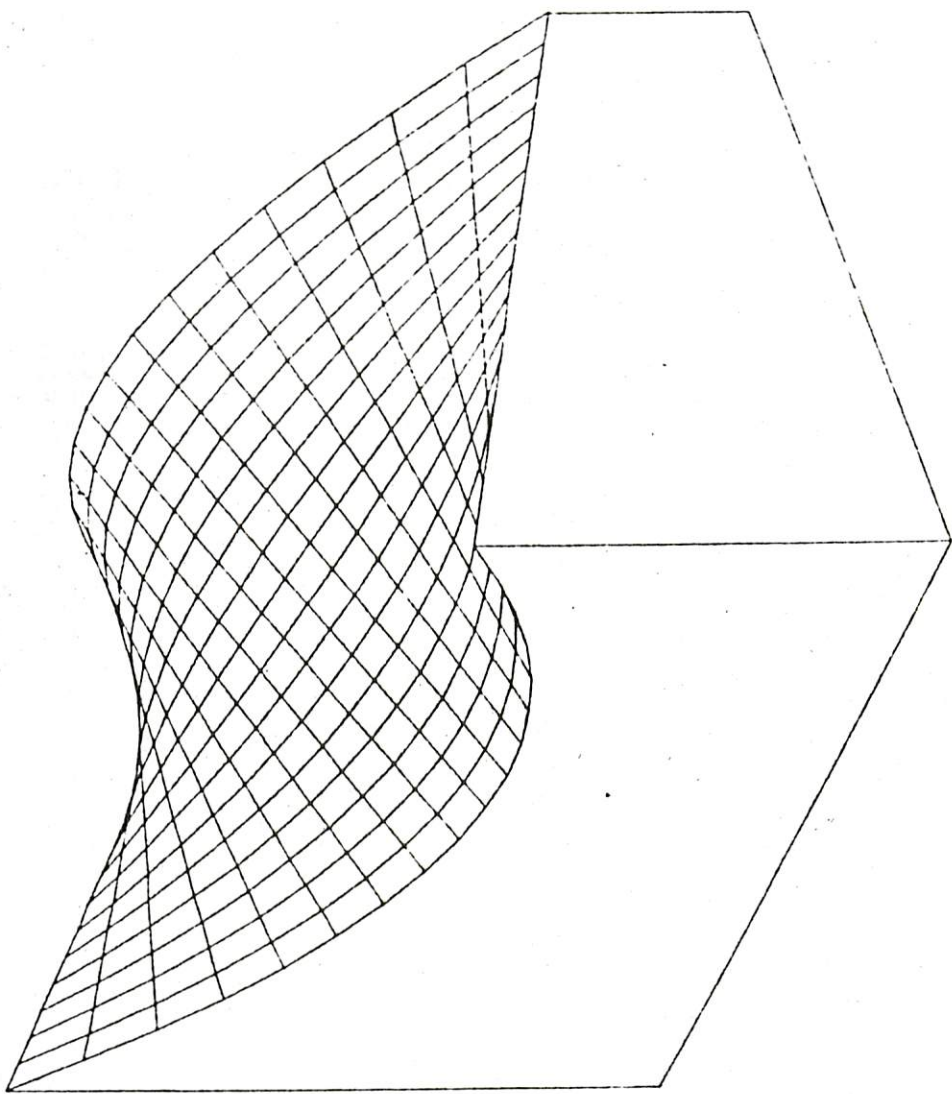
SURFACE
FIGURE
LIGNES
MULTIPLE

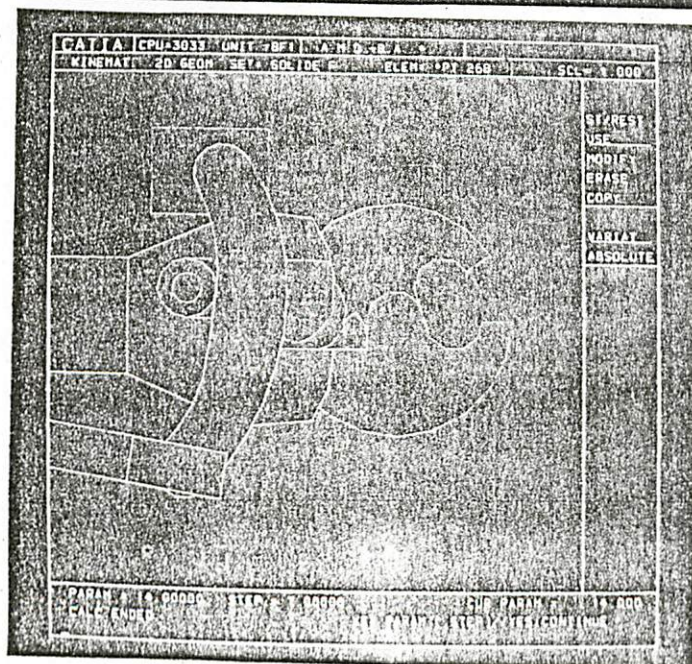
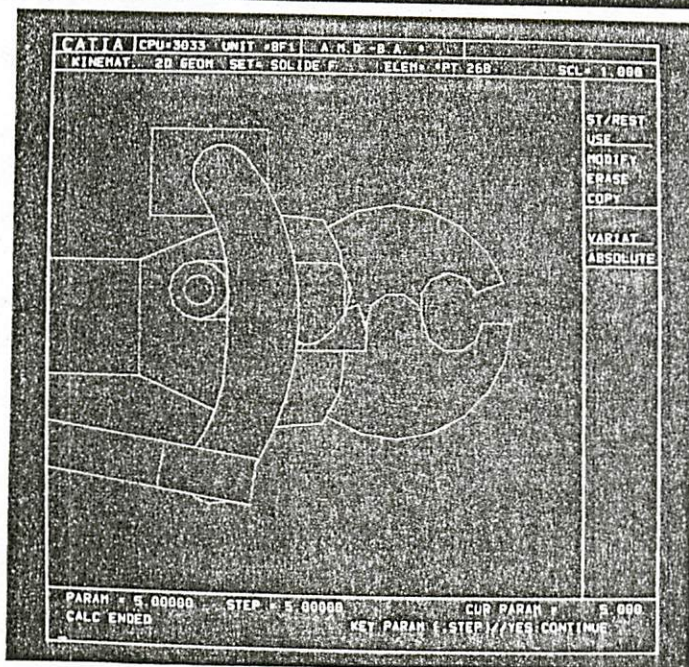
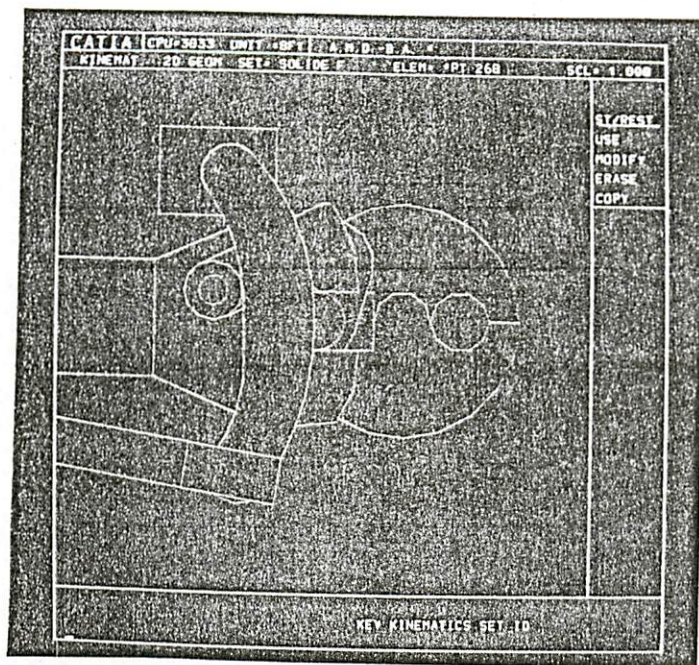
TOILE
RETOUR
PLAN
HAUT
AVEC
CENTR
LONG
DROIT
BOYON
ANGLE
TRES
DROIT
DANCE

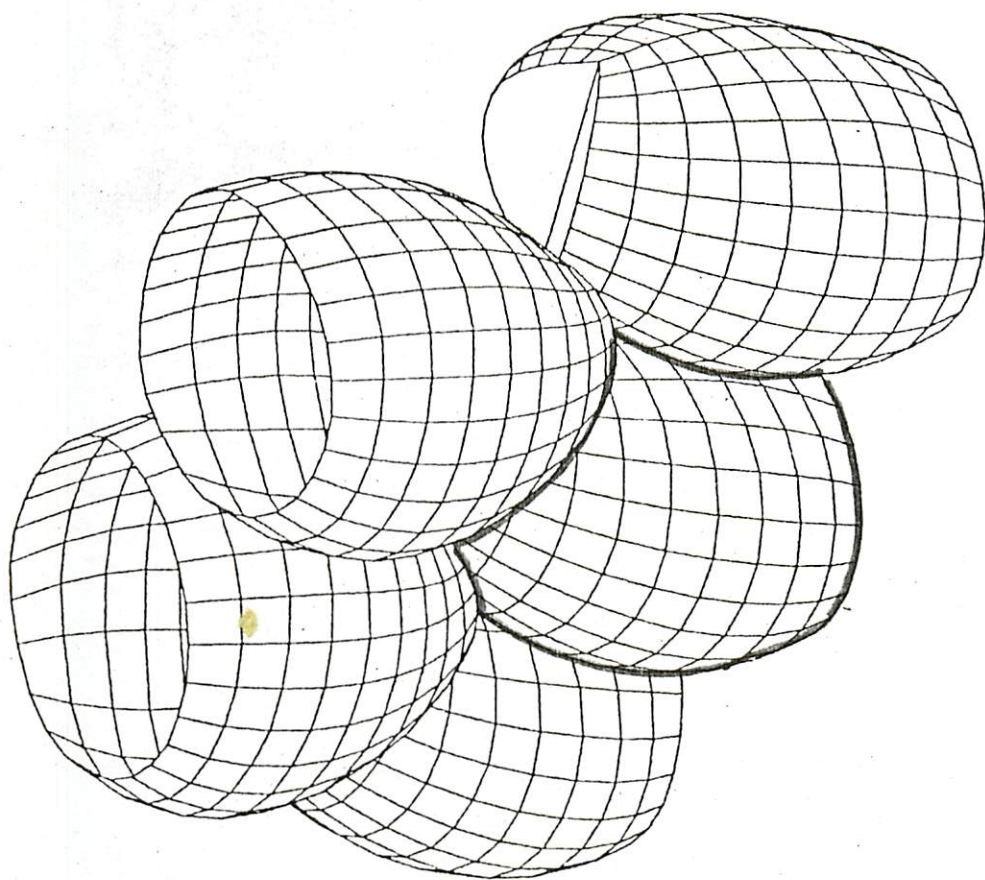
NOMME
ANULE
CORIG
SPER
GEOME
CONTE
MFCIO
.....

CATER
APPEL
TOUR
CUEER
HUIR



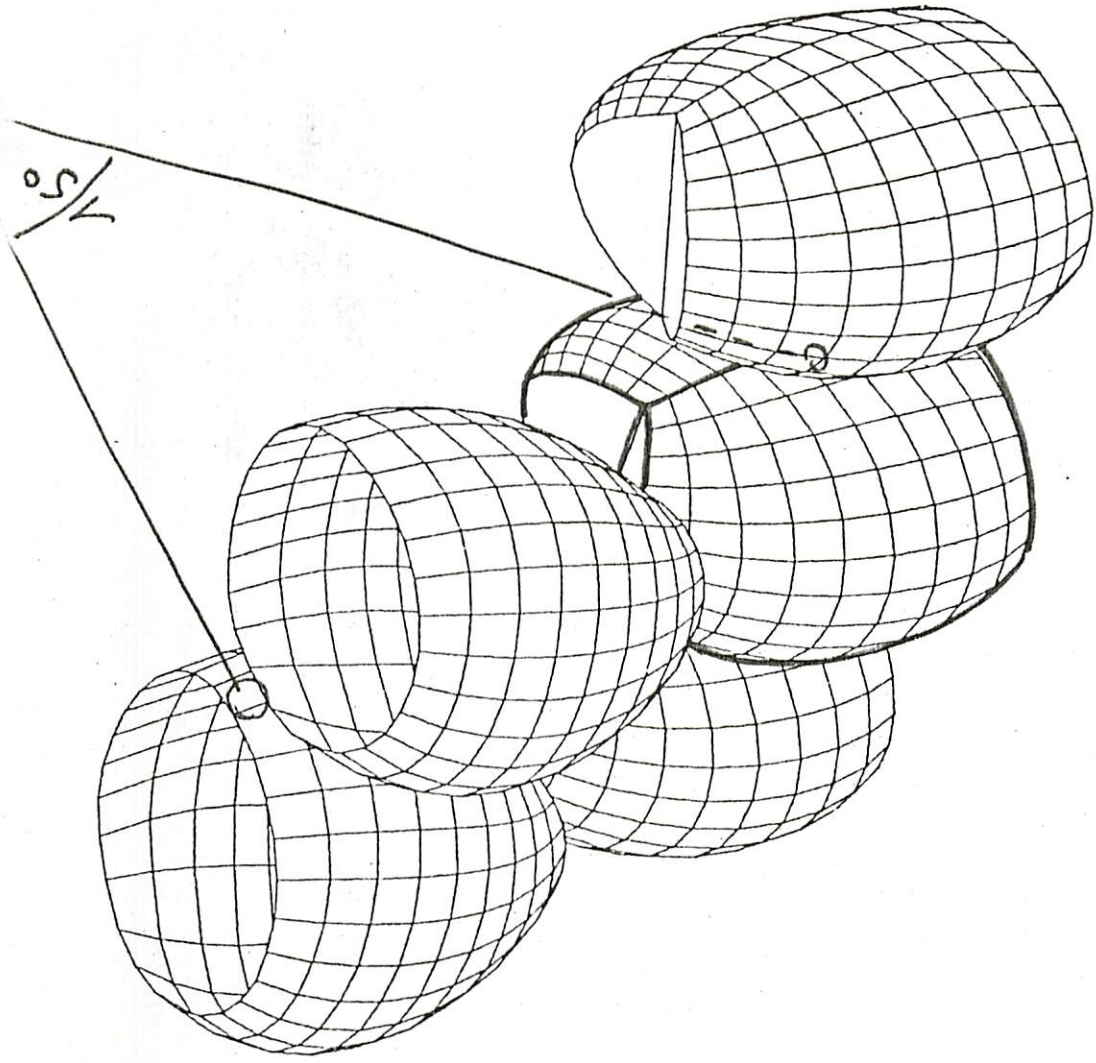






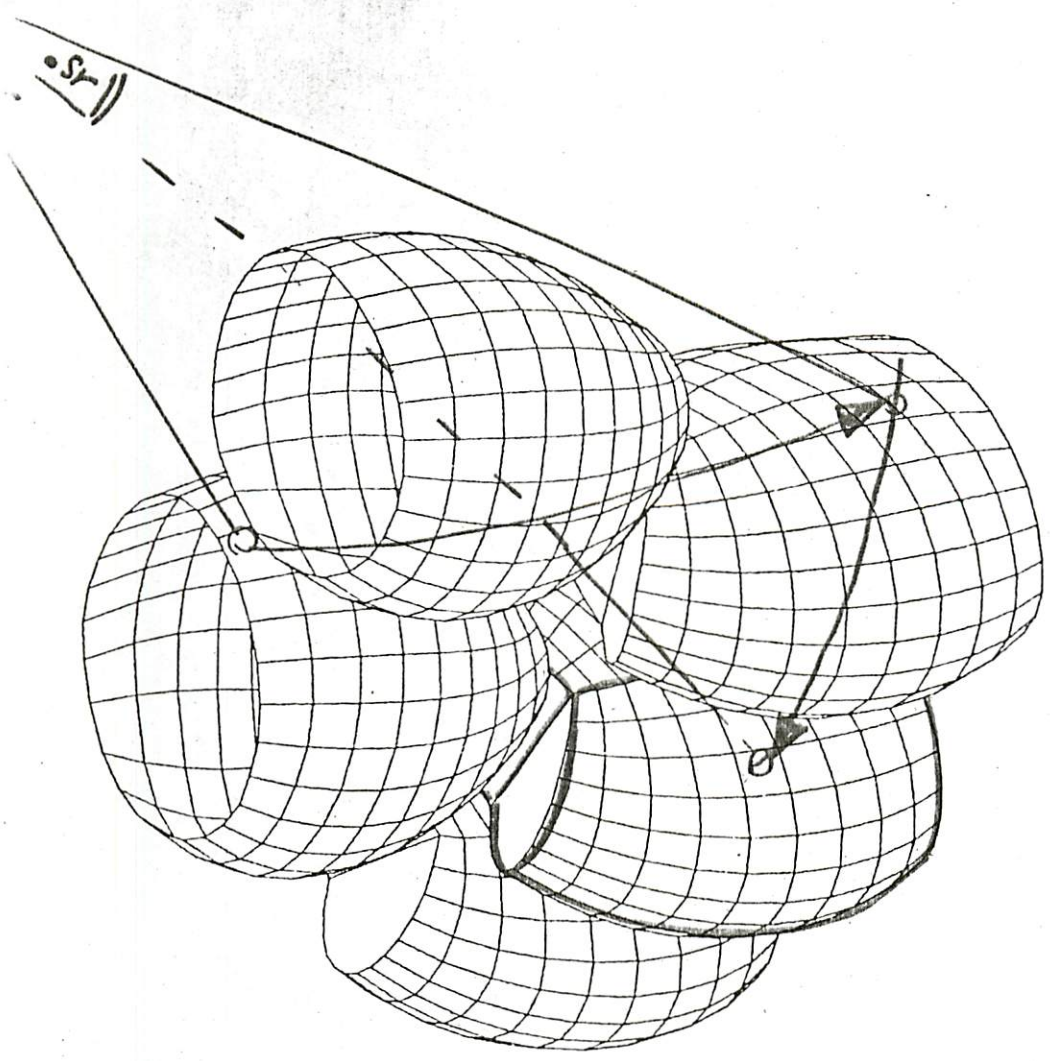
251

17



145

Handwritten signature



CHAPITRE II

DE LA DENTISTERIE OPERATOIRE

a) La théorie

La dentisterie opératoire constitue la moitié du travail dans de nombreux cabinets. La recherche a su perfectionner une technique vieille de plus de 200 ans. Par contre, cette même recherche a été incapable de proposer un nouveau mode de pensée. Il y a bien sûr à la base de cette technique un raisonnement, ce qui en aucun cas nous mène à une évolution technique obligatoirement positive.

Dès 1900, on voit l'axe de la dentisterie initier un changement de direction, et ce n'est plus l'importance de la cavité qui conduit dès lors, au choix du matériau. Au contraire, le matériau impose la forme de la taille de la dent.

Cette orientation, strictement matérialiste, était justifiée à une époque où les moyens de la physique devaient se borner à des investigations fondamentales. Voilà comment, dès 1900, une nécessité mécanique devint postulat. Et notre recherche de se voir envahie par une véritable axiomatique qui avait su auparavant légitimer une construction purement arbitraire. Voilà comment cette formulation de concepts purement intuitifs prit de l'importance. Voilà comment ce qui devint "un état" se mit à imprégner tout notre mode de travail jusqu'au moindre recoin. Et voilà pourquoi il semble fou, aujourd'hui, de vouloir imaginer autre chose.

En effet, une analyse sommaire de notre recherche nous mène à la conclusion inéluctable : cette recherche ne fait que compliquer un postulat empirique. Amenés à devoir fixer la forme de la cavité en fonction du matériau, nous ne pouvons que générer des opérations de plus en plus complexes.

A cet aspect expérimental et fondamental, s'oppose l'aspect pratique et journalier. L'opposition "fondamental/pratique clinique" nous semble logique alors que nous devrions avoir pour limite postulaire les possibilités de la pratique clinique.



173

Il s'agit pour nous de revenir à la base de notre recherche, d'en chercher l'origine, et de recomposer le postulat de base. La possibilité nous est offerte aujourd'hui de choisir un matériau à la fois esthétique, stable et de bonne résistance mécanique. Grâce à la physique optique, une analyse de forme, exacte et contrôlable, s'avère possible. En associant ces deux facteurs, nous réinventons l'Inlay en partant d'une taille classique, sans tissu non soutenu et nous l'appellerons "Inlay optique libre". "Inlay" car sa taille restera identique. "Optique" car la prise d'empreinte se fera comme en prothèse libre, le matériau sera celui qu'on souhaitera.

Le postulat de base est donc bien de reconstituer ce qui est détruit, sans contingence mécanique, si ce n'est celle imposée par la dent elle-même. Le matériau n'est alors qu'un allié, il ne s'impose plus mais nous le choisissons selon un principe de base.

Pour estimer le mode de travail sur cette dent au stade primaire d'atteinte carieuse, obligation nous est faite de remonter aux sources. La lésion modifie la structure des composants de la dent, cette lésion en modifie l'aspect moléculaire physique et chimique. L'évaluation de cette modification permettra de cerner l'importance de la lésion. L'estimation de l'édifice moléculaire peut donc être analysée de façon rationnelle. Le premier stade est celui de la description. Elle existait au XVII^e et au XVIII^e siècle avec les savants systématiques. Aujourd'hui, cette description va jusqu'à définir les limites du mode et du lieu de la lésion dentaire, d'en connaître le volume. Cette description nous mènera à enlever le strict nécessaire lors de notre intervention. Terminés les curetages aveugles qui mènent irrévocablement à assassiner la dent.

Aujourd'hui, notre recherche doit, à un second degré, nous conduire à une estimation volumétrique des degrés ainsi que vers l'étude d'un moyen de dégage-ment respectant tout tissu non atteint. Le nettoyage doit être rigoureux et contrôlé. Enfin, il doit être vérifié. L'étude des matériaux, domaine majeur de la dentisterie opératoire, est pour nous secondaire et symptôme d'une recherche aveugle. Première chose : savoir ce qu'il faut remplacer. Ce domaine de reconnaissance de la pièce à travailler doit être très sérieusement développé.

° ° °

Handwritten signature or initials.



Abordons le problème du traitement canalaire : rien n'a changé puisque rien de nouveau n'existe depuis l'utilisation des PY, du lentulo ou du gyromatique. Un mode d'investigation actuel est frappant : l'aspect "doigté du praticien", l'aspect "aveugle" donc. Il y a trois points fondamentaux dans cette recherche du traitement radiculaire : d'abord la reconnaissance de la lésion et de l'élément objet de l'atteinte pathologique (racine et péri apex), puis le mode de soin et d'obturation et enfin, le contrôle de la thérapeutique.

Dans ce domaine, la dentisterie opératoire fait preuve de lucidité, nous l'admettons. Cependant, de graves séquelles de "sa cécité" persistent trop souvent à la base des recherches, avouons-le aussi. Il fallait lutter contre ce vestige étrange du passé récent. Il s'agit maintenant de lever définitivement le voile et que la suite de l'histoire s'en trouve considérablement améliorée.

C'est l'analyse de l'aspect exact de la lésion et de la topographie des racines qui nous intéresse pour notre étude. Il faut investir dans ce type d'analyse primaires qui permettra un contrôle efficace dans le temps, du même coup. Ceci nous paraît autrement plus important que le perfectionnement du deuxième stade de traitement ou l'aspect biologique du problème. Si l'on permet au praticien de maîtriser "la reconnaissance géographique", alors la recherche de l'obturation idéale deviendra possible pour lui.

L'évaluation de la pathologie au paquet vasculo-nerveux et du péri apex ne doit plus se faire à l'oeil. L'oeil, organe très imprécis, a été remplacé ou aidé par des moyens techniques précis, depuis de longues années.

Nous devons estimer la lésion, donc l'inflammation ou la mortification. Dans chacun des cas, il y a modification de chaleur. En partant du fait observé, on peut l'estimer sans avoir recours à des sollicitations extérieures, méthode simple. La modification d'un tissu quelqu'il soit, entraîne une modification de chaleur, en plus (inflammation) ou en moins (mortification). On peut facilement l'évaluer avec les infra-rouges. L'intérêt de cette remarque simple parce qu'évidente, donnera les possibilités de faire l'analyse globale de l'ensemble d'un maxillaire sans avoir recours à des radiographies (PY).

Une remarque identique peut être faite quant à l'analyse des lésions du péri apex. Cette approche est fondamentale puisque l'analyse et la codification de la lésion reposeront sur des critères abstraits presque physiques et mathématiques.

H.


Il serait possible de localiser une lésion et de la déterminer (kyste, granulôme ...) en fonction de son état de chaleur ou de sa sensibilité à un type de rayonnement choisi. Pourquoi développer aujourd'hui une recherche théorique connue de la lésion épicole ? Il serait plus utile que le praticien vienne à disposer d'un procédé d'analyse absolue. Que les chercheurs travaillent sur cette estimation abstraite ! Peu de chercheurs centrent leurs études sur cet objet, c'est regrettable. Citons Daudihertière et Lauritchess.

En ce qui concerne le traitement, de nombreux travaux sont faits, en particulier dans l'estimation du dépassement. Nous pensons qu'en joignant aux pâtes obturatrices un matériau réactionnel selon n'importe quelle méthode, l'estimation du dépassement sera immédiate. En effet, nous utiliserons les possibilités de notre nouveau matériau, dans leur totalité.

b) Analyse pratique du traitement de la cavité

La taille doit être fonction du délabrement de la dent. Le moyen d'obturer ne doit pas conditionner notre main dans la taille de la cavité.

En premier lieu, l'estimation de l'atteinte carieuse doit être analysée et visualisée. Pour cela, on peut utiliser des colorants spécifiques, des protéines libres ou analyser le tout avec une caméra infra rouge ou ... par fluorescence. L'ordinateur proposera une forme idéale de cavité qui tiendra compte de :

- l'aspect rétentif de la cavité,
- la protection pulpaire éventuellement,
- le volume général de la taille.

Par analyse de forme, il sera possible à tous moments de se rapporter aux données induites au départ, et de suivre l'évolution de cavités élémentaires, mais d'individualiser le travail. Cette fonction est importante car c'est le lien qui fait le fondamental de la pratique courante. Les moyens de travail seront les mêmes. La lecture optique se fera comme en prothèse à l'aide d'un capteur optique associé à une caméra infra rouge ou une table de numérisation sur clichés PY.

c) Analyse et traitement des racines

C'est sur la reconnaissance de la forme, du volume, de la chaleur pulpaire, des conduits radiculaires que le traitement doit, nécessairement, s'initier. Cette reconnaissance se fait en général à l'œil, à l'aide d'une radiographie ou manuellement avec des instruments calibrés. L'aspect aléatoire de ces méthodes nous ont poussé à proposer une technologie nouvelle associée à notre analyseur.

L'association de deux images prises sous des angles différents nous permet de visualiser sur écran cathodique la topographie exacte des racines. Mieux encore, nous pouvons faire une analyse holographique de l'intérieur d'une dent couverte ; on peut même associer les deux, l'une avant l'ouverture, l'autre après.

De cette analyse anatomique découlera une proposition exacte, dans l'ordre, et le calibrage des instruments à utiliser. Les conséquences de cette nouvelle approche sont très importantes dans le cadre de l'efficacité du traitement. Plus l'analyse sera précise, plus les soins radiculaires seront importants.

On pourra suivre la progression des instruments en utilisant des matériaux détectables aux infra rouges et en les calibrant sur l'image vidéo. L'utilisation des PX s'avère ici inutile. Une coloration spéciale de la dent détruite nous permettra de savoir si le nettoyage a été correct. La pénétration dans les racines étroites sera permise car visualisée. Il en sera de même pour la pâte endo-canalair. Pour la première fois, là encore, nous suivrons l'évolution des matériaux dans la dent sans avoir recours aux rayons X.

d) Le matériau d'obturation

Le matériau d'obturation canalair sera proposé en fonction d'un certain nombre de données essentiellement biologiques. Quoique nous proposerons une nouvelle méthodologie, nous admettrons aujourd'hui la forme classique du traitement. Pour effectuer l'obturation superficielle, il suffira d'appliquer les principes développés en prothèse.

On peut se demander quels sont les avantages d'une technique comme celle-ci. Nous nous sommes intéressés à décrire quelques unes des modifications apportées à notre exercice quotidien.

18



Dans le diagnostic, une analyse optique est rigoureuse parce que mathématisée. Cette expression abstraite des données permet de visualiser chaque étape et état de la lésion. Il est très possible d'associer une cassette issue des recherches théoriques, guidant ainsi le travail du cabinet à tout moment. Cela réduit les risques d'erreur et évite la formation post-universitaire rarement suivie.

Le matériau d'obturation étant sculpté en fonction des données d'analyse, nous travaillerons sur un obturant stable. Il offrira au travers de son choix, les meilleures conditions de translucidité, de biocompatibilité, de résistance physique et chimique (solubilité, pH, résistance à la pression, traction et sorbtion) et de résistance électronique et thermique.

Nous supprimerons successivement :

- les obturations sombres et coûteuses (Ag et Au),
- les fonds de cavités,
- le brunissage et le polissage,
- les variations dimensionnelles,
- les matrices (il suffit que l'ordinateur calcule le point de contact en fonction d'un écart et du mouvement dentaire : voir paradontologie),
- le modelage occlusal (voir prothèse),
- les erreurs de dosage,
- le temps de prise,
- les hiatus incontrôlables (ciment inter),
- les récidives (matériau stable)
- les allergies et intoxications mercurielles,
- les problèmes d'accessibilité et d'insertion (salive, positionnement).

Travailler sur un matériau fini, cela représente un gain de temps et d'argent énorme. Les études seront orientées vers le matériau idéal. La recherche sera libérée du handicap lié à la prise. Il faudra qu'elle réenvisage ses notions physiques, chimiques, physiologiques et biologiques. Le thème sera unique : recherche du meilleur matériau.

Les recours à des reconstitutions complexes n'est pas traité car Inlay et couronne ne représentent que deux degrés différents d'une même lésion. La séparation prothèse/dentisterie n'est plus justifiable puisque l'on travaille en temps réel.



Une conclusion s'impose : la reconnaissance de la forme permet de visualiser un acte que ne l'était pas, de supprimer une séparation jusqu'alors absolue entre la dentisterie et la prothèse. Nous pensons qu'il serait plus juste, aujourd'hui, de parler de prothèse adjointe, de reconstitution coronaire et de traitement radiculaire. C'est la technique qui impose cette systématique, c'est aussi elle qui la modifiera.

Dégagé des problèmes de bio compatibilité, le service de reconstitution coronaire devra statuer sur des précisions de forme. Il sera donc essentiellement un centre de physique optique de reconnaissance des formes.

CHAPITRE III

DE LA PÉDODONTIE

Nous pourrions définir la pédodontie comme étant la dentisterie opératoire chez l'enfant. Elle est entrée depuis peu sur la scène de l'art dentaire et éprouve nombre de difficultés à se démarquer pour se faire sa place. En effet, en dehors des problèmes psychologiques pouvant intéresser la pédodontie, les techniques opératoires restent souvent les mêmes. De fait, le praticien pour sa part, ne fait aucune distinction en pratique courante. La raison en est simple : il ne voit pas l'intérêt d'individualiser une technique lui paraissant si proche de la dentisterie opératoire.

La pédodontie doit pourtant trouver sa place et faire preuve de sa maturité dans la prévention et les soins des dents des enfants. Nous pensons qu'elle constitue une plaque tournante importante.

La pédodontie doit se diviser en deux : d'une part, l'approche psychologique des soins, surtout le traitement évolutif de la dent de lait ; d'autre part la prévention pour l'avenir. Ces deux aspects doivent abondamment se diffuser pour que les techniques deviennent enfin premier témoin d'une volonté. Par obligation, le geste et le principe se voient dissociés l'un de l'autre, et il ne nous reste plus guère que l'aspect psychologique comme menu témoin de cette science nouvelle.

Pour qu'il y ait prévention, traitement évolutif et psychologie infantile, la méthode doit être personnalisée.



En ce qui concerne la prévention, c'est la pédiodontie qui constitue la science fondamentale. Hormis l'importance de l'enseignement de l'hygiène, il s'agira de constituer une véritable banque de données pour chaque futur patient et valable durant toute sa vie : analyse de l'occlusion lorsque toutes les dents sont sur l'arcade avec étude évolutive. Les anomalies notoires seront décelées et surtout l'occlusion réelle pourra être définitivement enregistrée et ce, selon chaque individu. Cet enregistrement sera lourd de conséquences puisqu'il deviendra possible, dès lors, de suivre le devenir particulier de chaque bouche. Et nous devrons suivre ce devenir, même s'il échappe à la logique de nos connaissances actuelles. Nous pourrons aussi, dès lors, chercher l'occlusion sans risque d'erreur, grâce aux données antérieures et nous pourrons rétablir ce qui était. La notion de prévention s'amplifiera donc, jusqu'à nous offrir toute possibilité de comparaison entre les événements du passé et les éventualités pour le futur. L'empreinte optique de l'adolescent permettra de définir exactement les contacts des arcades en prothèse. Il suffira de stocker en mémoire la numération du rapport des arcades et de le faire valoir au moment opportun. Il y aura une disparition progressive du besoin de dents théoriques.

°
° °

En ce qui concerne le domaine évolutif, l'étude mathématisée des racines des dents de lait et de l'évolution des dents définitives permettra de faire une sorte de dessin animé des mouvements sur écran cathodique. On pourra suivre ainsi l'évolution et savoir tout ce qui se passe normalement. Les traitements seront bien surveillés et les traitements radiculaires seront classés en fonction de leur efficacité. Remarquons que l'insertion d'une obturation stable évitera bien des problèmes et offrira un spectacle plus agréable dans la bouche de l'enfant.

°
° °

Pour ce qui est de la psychologie, on verra le patient accepter beaucoup mieux une empreinte optique qui sera rapide ; on lui évitera les dommages psychologiques causés par la "pâte à empreinte".

La cinématographie de l'évolution des dents expliquera à l'enfant le rôle de ces dents. Il pourra enfin comprendre ce que sont les dents de lait et les dents définitives, puisque ce langage du dessin animé est pour lui un langage privilégié.

°
° °

La pédodontie se verra investie de son rôle réel en tant que science clef, puisqu'elle préparera l'enfant et permettra un stockage précieux d'informations pour l'avenir. Il découlera de sa nouvelle identité toute une méthodologie qui lui sera propre. La pédodontie sera alors effectivement foncièrement différente de la dentisterie opératoire. Elle sera la science pivot de l'avenir pour toutes les autres sciences odontologiques.

Dans ce domaine, tout reste donc à faire. Bien sûr, l'enfant est un adulte en puissance, il porte en lui des données inviolables, quelquefois masquées. Savoir étudier ce qui nous est offert est un principe fondamental dans toutes les sciences de l'enfance. Nous pensons que cette technique appliquée à l'enfance dans notre métier, permettra de mieux en maîtriser les fondements.

Chapitre IV

De l'orthopédie dento faciale et l'orthodontie

A/ Théorie.

Si une discipline de notre métier s'est hyper spécialisée, c'est bien l'orthopédie dento faciale. Cette orientation très spécifique, souvent éloignée des problèmes quotidiens du praticien généraliste, a entraîné l'apparition de spécialistes en la matière dans les grandes villes françaises. Nous ne pensons pas qu'il s'agisse d'une bonne ou tout au moins de la seule solution. Le praticien généraliste doit être en mesure de traiter, ou tout au moins de comprendre, s'il veut soigner correctement. Pour cette raison, nous avons tenu à traiter cette discipline dans le cadre général de notre travail.

L'O.D.F. est la seule discipline dentaire qui associe le passé, le présent au futur. A l'opposé de la prothèse, la chirurgie ou la dentisterie qui doivent traiter au temps présent, l'O.D.F. doit, en fonction des données présentes, prévoir le devenir de la bouche avec ou sans traitement. Pour y arriver, il est nécessaire de procéder à des analyses extrêmement complexes. C'est la complexité de ces travaux qui rendent impossibles le diagnostic et le traitement dans un cabinet classique. De nombreux essais ont été faits pour "ordiniser" le traitement, mais cela supposait que certaines données de base étaient introduites. Or ces données sont si complexes à obtenir que l'utilisation de l'informatique restait un leurre.

Pourquoi reparler de ce problème aujourd'hui ? Le diagnostic O.D.F. repose sur une analyse clinique (étude du moulage et de l'occlusion) et radiologique. Au temps présent, cette analyse est complexe. Les prévisions dans l'avenir sont uniquement liées aux connaissances du praticien, voire même à ses habitudes. Le choix de son traitement est fonction de ses connaissances et non des connaissances. Les projections dans l'avenir sont uniquement liées à des facteurs analytiques très subjectifs.

Notre méthode, déjà proposée précédemment, trouve, ici encore, un nouveau champ d'application possible. En effet, l'étude de l'arcade et l'étude par radio, permettront alors une analyse automatique, et les propositions seront fonction du stockage en mémoire de l'ordinateur. L'importance possible que peuvent recouvrir les données emmagasinées, permettra de compliquer librement les éléments de l'analyse. Le travail du praticien sera alors réduit à sa plus simple expression : un rôle fondamental de contrôle, la rigueur sera de règle. Nous constatons donc que nous pouvons augmenter la complexité des données, sans surcharge de travail dans nos cabinets. L'omnipraticien pourra y accéder.

L'avenir ne sera plus désormais le résultats de prévisions subjectives mais au contraire, ces dernières s'établiront selon un rite scientifique : visualisation sur écran, dans l'avenir, en fonction du temps présent et des techniques choisies. Le contrôle de l'avancement restera toujours possible tout au long des mois de traitement, ainsi que les corrections éventuelles à apporter.

L'orthodontiste rencontre le problème principal lorsqu'il est confronté à la nécessité d'expliquer l'avenir d'une bouche en fonction de données analysées selon des plans de travail théoriques et statiques. Une modification de son travail, dès la première étape, consistera à digitaliser les données. Il est certain que le progrès sera réel le jour où l'analyse de la croissance se fera chaque année et que le traitement sera indiqué individuellement en fonction de l'évolution personnelle du patient. Il s'agit ici non plus de statiser, mais de dynamiser la recherche du diagnostic O.D.F.

Nous pouvons conclure que l'association "Passé-Présent-Futur" est respectée, le travail allégé par la mathématisation des données et le travail devient accessible à tous. Enfin, l'empreinte optique résout les dernières difficultés pour permettre un travail sur ordinateur, tout à fait rentable.



B/ Aspect pratique de l'examen clinique.

La fiche clinique (interrogatoire) sera introduite en données et l'empreinte optique se fera arcade par arcade. Une claie dynamique sera faite et l'analyse optique du visage se fera selon le même mode. Les empreintes, leurs mouvements (claie à différents stades de fermetures ou claie dynamique) ainsi que les formes du visage, seront introduits en données. La saisie des données en vue d'un stockage général propre au patient (âge, antécédents, mensuration ...) s'effectuera selon un plan identique à celui connu actuellement (diagrammes de Van der Linden ou Proy). L'ordinateur permettra exactitude et souplesse dans le traitement qu'il réalisera sur les données variables qualitatives et quantitatives. L'ensemble sera coordonné par une thématique appropriée et permettra la création d'un programme strict et auto contrôlable. Tout oubli sera sanctionné par la phrase : ".... insuffisance de renseignements : point 23 ...". Le praticien pourra alors lever ou accepter l'erreur. L'erreur par omission sera très sensiblement réduite car la mémoire bien que rigide, reste modulable.

Si cette méthodologie a été longuement proposée et depuis peu appliquée, il n'en est pas de même pour l'application directe de l'empreinte optique à l'O.D.F. Cette empreinte optique apporte non seulement de l'aisance mais aussi l'assurance d'une rigueur absolue à l'interprétation des données strictes d'analyse. Son champ d'application peut être divisé en 3 parties strictement distinctes.

1. Analyse "externe".

L'analyse dite externe permettra de réaliser une numérisation classique de l'ensemble du maxillaire supérieur et inférieur ainsi que de son intercuspidation selon le principe de la claie optique antérieure. Il résultera de ce codage une estimation mathématique :

- de l'aspect évolutif de la dent
- de sa position
- de leurs nombres.

Le travail sur moniteur, ou mieux, sur programme prédéterminé, permettra de dégager les paramètres généraux. Nous effectuerons une étude graphico-géométrique en quelques secondes grâce à l'utilisation d'un codage mémoire, et nous pourrons établir des comparaisons avec des types considérés idéaux. Une comparaison des valeurs théoriques du type sera faite dans le respect de la sphère familiale de l'enfant, qui fera l'objet de la future thérapeutique. Par rapport au temps classique nécessaire à la recherche, le gain est considérable (BOSTON).

Toutes les parties externes, y compris la conformation palatine, seront soumises à cette analyse. Nous en dégagerons les valeurs exactes des grands paramètres utilisés couramment dans nos diagnostics. Nous proposons, en plus de la théorie de BURSTON, une recherche automatique des coefficients externes.

Nous incluerons dans cette étude systématique externe l'analyse des fonctions et des forces musculaires, donc le volume, la force, et la ligne résultante de l'action de chacun des muscles.

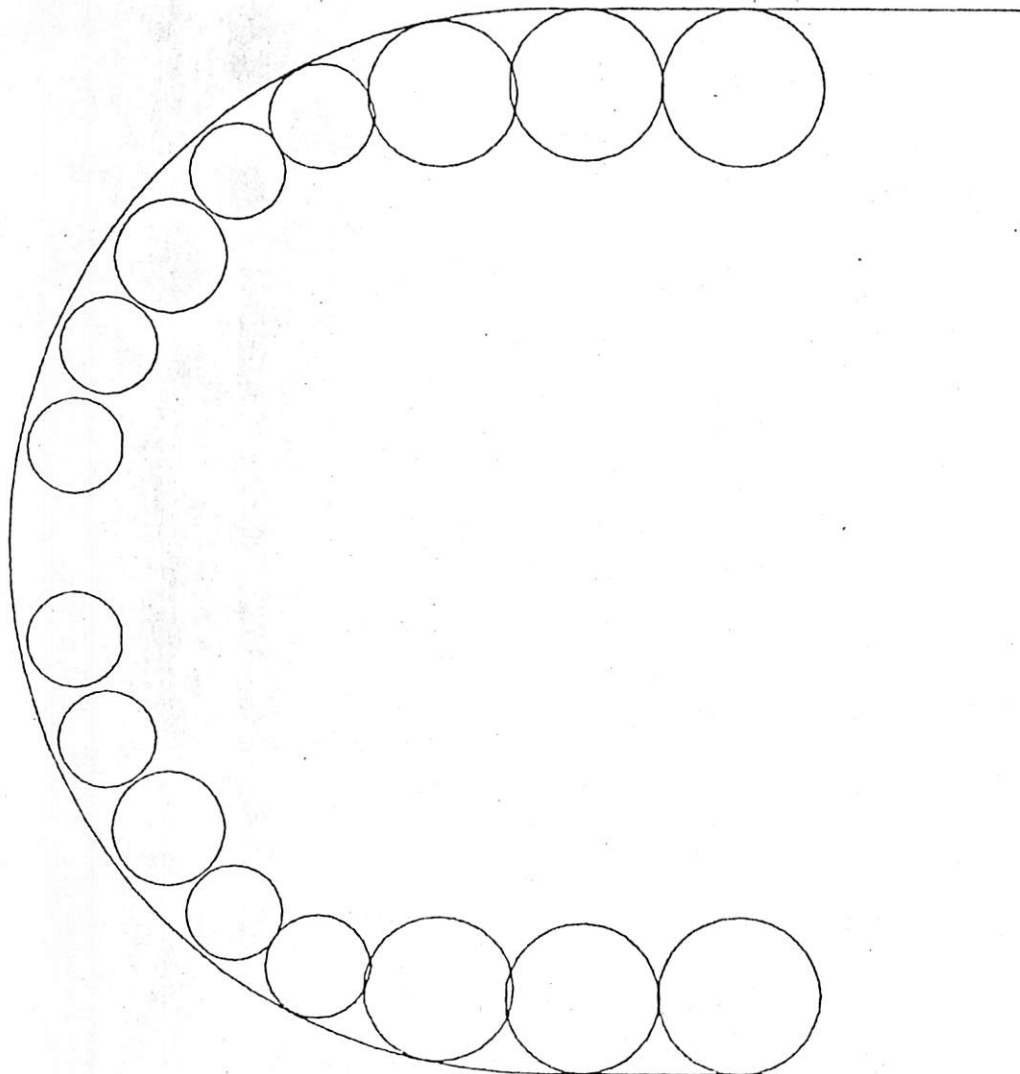
De nombreuses recherches ont été faites en physiologie sur la mesure de l'activité musculaire. Peu d'appareils ont été proposés dans notre sphère : biomoniteurs de Borelle ou micropolyseurs. L'intérêt de ces appareils s'inscrit dans le sens général du diagnostic que l'on veut absolu. Quelque soit le type choisi, on obtiendra la valeur de la force, de l'intensité et de la direction des forces musculaires sur les dents. Il nous apportera d'autre part, le renseignement absolu de la pathologie inscrite dans un diagramme dégénéral de diagnostic. A ces valeurs qualitatives mécaniques, s'ajoutent des valeurs volumériques : une empreinte optique des mouvements de forme, de langue ... pourront être enregistrées durant la déglutition ou la phonation. L'adjonction d'une recherche cynématographique radiologique ou échographique nous ouvre de vastes domaines.

Gianni, en 1981, a proposé une intéressante étude. Il s'agit d'une recherche thermographique musculaire dont il est bon de rappeler l'existence. Nous soulignons que cette méthodologie qui pourrait venir s'insérer dans notre vaste programme y trouverait toute sa dimension et toute sa valeur. En utilisant une caméra IR, nous chiffrerons de manière exacte l'intervention de chaque muscle et détecterons très exactement les zones pathologiques enflammées.

E-S
SAUVE
RESTO
PLAN
VECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANGE

NOMME
MENAG
CORIC
REPER
GEOME
CONTR
MESUR
.....
P.D.
DESS.

COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



FINCOT

GOMME

VOIRCOT

TXT*SYMB

HABILLAGE

VARIABLES

COTATION

DEBCOT

TRANSLATION
TROUVE
SECTION
DESSUS
DESSOUS

ROTATION
LIGNE
COUPE
FACE
DROITE

HOMOTHEIE
CERCLE
FUSION
GAUCHE
DROITE

CONCE
COTUM
PERS
AXONO

SYMETRIE
CHANFREIN
ENLÈVEMENT
PANORA
CURU

AFFINITE
LATTE
GRILLE
REGARD
CACHER

DEPLACEMENT
REVOL
PRISME
LOUPE
ZOOM-ECH

DEFORMATION
CYLINDRE
ENVELOPPE
(PARTITION)
DECALER

COPIE
CONE
BOITE
CALQUE
TABLE

LA MEME
SREGUL
SURFEBZ
CALQUE
TABLE

IMMERSE
SURFACE
FIGURE
VUES ACTIVES
VUE MULTIPLE



E-S
SAUVE
RESTO
PLAN
LECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANGE

NOMME
REMG
CORTC
REPOR
GEOME
CONTR
MESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI

TRANSLATION
TROUVE
SECTION
DESSUS
DESSOUS

ROTATION
LIGNE
COUPE
FAÇE
DOS

HOMOTHETIE
CERCLE
FUSION
GAUCHE
DROITE

CONGÈ
COMMUN
PERS
AXONO.

SYMETRIE
CHAMFREIN
ENLEVEMENT
PANORA
CURU

AFFINITE
LATTE
GRILLE
REGARD
CACHER

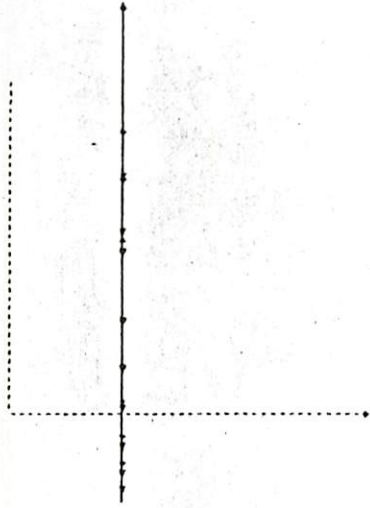
DEBRACEMENT
REVOL
PRISE
LOUPE
ZOOM-ACH

DEFORMATION
CYLINDRE
ENVELOPPE
(PARTITION)
DECALER

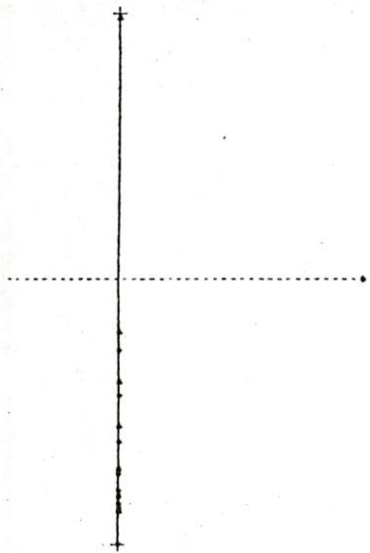
COPIE
A CONE
BOITE
CALQUE
TABLE

LA MEME
SREGUL
SURFET
CALQUE
TABLE

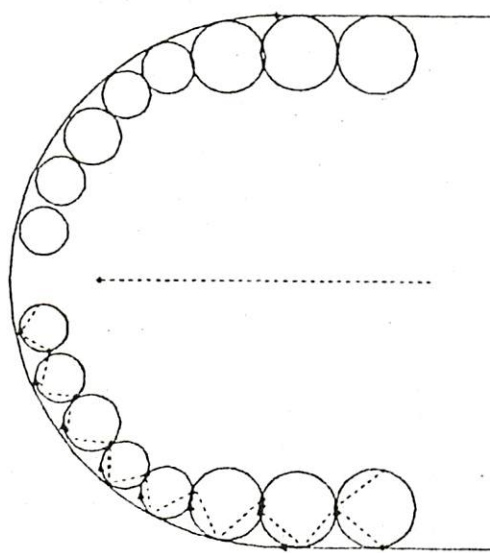
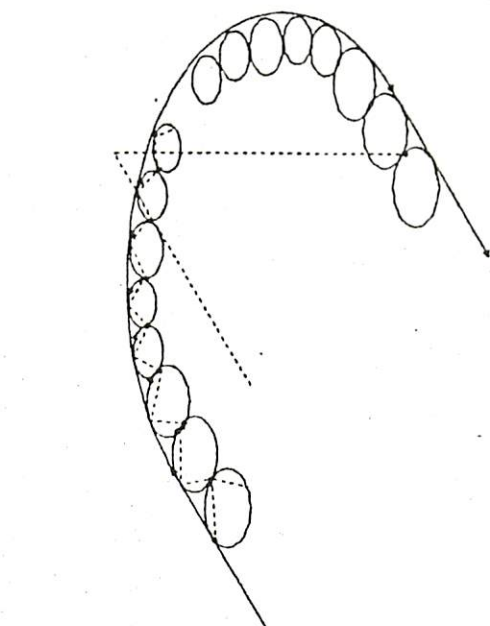
INVERSE
SURFACE
FIGURE
VUES ACTIVES
VUE MULTIPLE



Z X



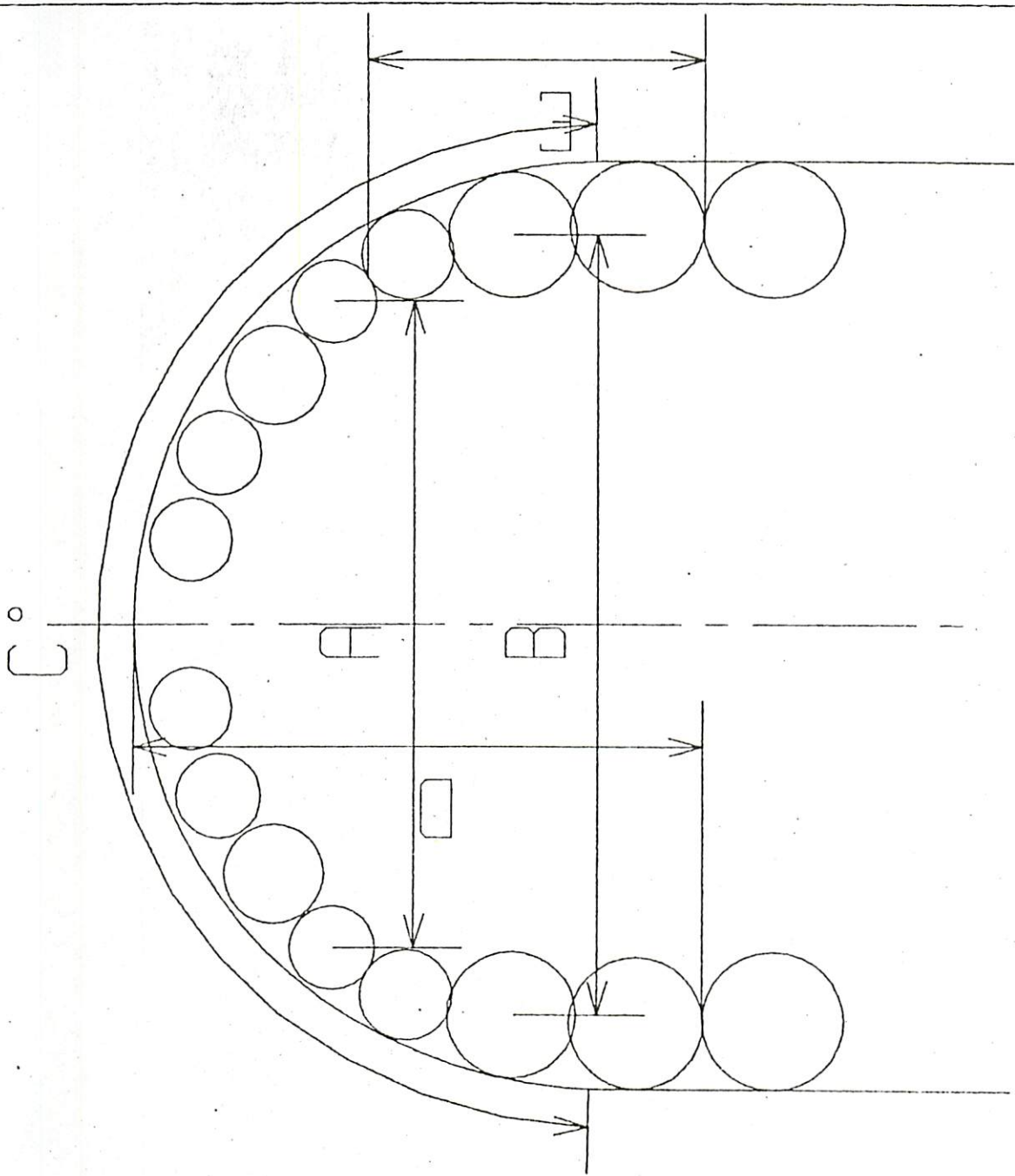
Z Y



188

MAIRIE DU GRAND-LEMPDES

E-S
SALINE
RESTO
PLAN
VECT
AXE
CENTR
LONG
RAPOR
RAYON
ANGLE
IDEM
RAPEL
RANGE
NOMME
MENAG
CORIG
REFER
GEOME
CONTR
MESUR
.....
B.D.
DESS.
COTER
APPLI
TRANS
CREER
VOIR



LES ACTIVES
UNE MULTIPLE

CALQUE
TABLE

(PARTITION)
DECALER

LOUPE
ZOOM-ETCH

REGARD
CACHER

PANORA
CURV

PERS
AXONO

GAUCHE
DROITE

FACE
DOS

DESSUS
DESSOUS

VALEUR A CALCULER
*ADRI
CARACTERES NON RECONNUS
VALEUR A CALCULER
*RIDA
REGISTRE UTIERGE
VALEUR A CALCULER
*RA:BIICAD:111E
CARACTERES NON RECONNUS

2. Analyse osseuse.

Jusqu'à présent, l'étude osseuse s'est toujours basée sur la radiologie. Cette méthodologie ancestrale représentera encore pendant longtemps la majeure partie de notre travail intramaxillaire. Nous ne pouvons pourtant pas continuer à ignorer l'empreinte osseuse par échographie ou par dédoublement d'ondes cohérentes.

Aujourd'hui, nous affirmons que cette étude pourra se faire automatiquement sur toute table d'analyse en indexant les points essentiels servant aux calculs. On peut les repérer activement sur le moniteur.

L'ordinateur, ainsi guidé, calculera les angles fondamentaux en fonction d'une ou plusieurs analyses céphalométriques. Chaque point sera stocké ou étudié systématiquement, qu'il s'agisse de la pointe du nez ou de la deuxième vertèbre, points qui nous permettent d'aborder avec une grande rigueur la normafrontalis et axialis.

Cette analyse tridimensionnelle a comme autres conséquences : la possibilité de situer la valeur exacte du traitement, l'acquisition de l'exactitude concernant les anomalies de fond et de forme, la possibilité de pouvoir chercher quelle est la position exacte d'une dent de sagesse.

L'étude digitalisée des radios, possible grâce au repérage des tissus mous par rapport aux bases osseuses, permettra de connaître très exactement l'aspect esthétique et céphalométrique. On observera de même la morphologie faciale (Solow & Tall GREEN). On pourra stocker une banque esthétique que l'on pourra éventuellement ressortir.

L'étude de la croissance repose sur l'étude de l'âge de l'individu, dans un premier temps. La recherche de l'âge biologique (puberté, morphologique, staturale de développement dentaire, vertébral et osseux) nécessite actuellement beaucoup de matériel et de temps. Grâce à l'ordinateur, cette recherche se réalisera en quelques minutes. Nous connaissons avec exactitude les taux et de croissance en période pré-pubertaire (association de la thermographie et de la téléradiographie).



L'analyse de l'ATM (voir Paradontologie) et des mouvements de déglutition pourra être faite par cinématographie (méthode Dauliez) digitalisée. On pourra la pratiquer tout aussi bien pour l'étude du visage : la photographie deviendra inutile, une seule visualisation avec notre appareil montrera le visage sur le moniteur selon les angles de vue désirés. L'esquisse des lignes essentielles sur moniteur, nous permettra de réaliser les calculs des grands critères esthétiques.

A cette fiche technique, s'adjoindra une analyse de la radiographie. Sur l'écran cathodique, les points et les lignes essentiels seront soulignés ; l'ordinateur calculera les angles automatiquement (table SUMMA) : 52 sont essentiels selon BURSTON.

3. Une proposition de diagnostic découlera de l'ensemble des valeurs et des renseignements introduits. Le praticien devra alors admettre ou refuser cette première analyse.

On peut admettre que soit établie cette étape sur des informations théoriques, remises à jour périodiquement ; le cas particulier sera hiérarchisé rigoureusement suivant les dernières données connues de la Science. Là encore, notre analyse optique nie toute généralisation au profit du cas particulier.

C/ Prévision du traitement.

Résultante directe de la première étape : après le diagnostic, le choix du traitement. L'ordinateur dispose, en mémoire, de la forme des arcades. Il pourra donc proposer, suivant les diagnostics types définis, un certain nombre de traitements.

On prendra en compte pour chaque dent :

- son centre de rotation
- son centre de résistance
- le moment de la force à appliquer, qu'elle passe ou pas par le centre de résistance

- H
151
CIRQUE DU GRAND TEMPS
- La recherche des systèmes de force utilisés en ODF et des différents mouvements qu'ils provoquent (version, rotation, translation ou).

Lors d'une cinématographie prévisionnelle, sorte de dessin animé futuriste, l'écran nous montrera les différentes étapes que nous donnera tel ou tel traitement. Nous pourrons donc choisir le traitement le plus rationnel.

D/ Le traitement.

Après visualisation du traitement type, on verra se dessiner sur le même écran les lieux et types d'appareillage à utiliser. Seront indiquées la position exacte des crochets ou points de fixation, la forme ainsi que la force des ressorts divers. On pourra librement leur apporter une modification.

L'appareillage fera l'objet d'un usinage qui correspondra à l'analyse choisie. On fera alors un choix, entre les méthodes classiques et les méthodes que nous proposons en prothèse. L'usinage peut être spécifique et individuel, il peut conduire à la création de nouveaux programmes de travail. Comme on sculpte une couronne, on pourra préparer des attachements propres à chaque dent.

Chaque étape sera contrôlable dans le temps, en fonction de la cinématographie prévisionnelle. Sans difficultés, le praticien pourra savoir si temps et actions sont respectés, par l'association "Passé/Futur". Quelque soit l'instant, l'efficacité du traitement sera contrôlable.

On peut admettre chez l'enfant une analyse quotidienne, ce qui permettrait un dépistage systématique. Avec des informations introduites puis analysées, on pourra être amené à considérer un cas comme une alerte devant entraîner un traitement (le même cas serait considéré comme quelconque avec le dispositif connu jusqu'à aujourd'hui). Nous verrons les dépistages se multiplier puisque le temps nécessaire à l'analyse optique n'excèdera pas 5 mn, et que son usage sera facile.

H
192
MAIRIE DE CHARENTON-LE-PONT
Secteur 01

Nous pouvons situer l'état de l'os par des mesures digitalisées d'échographie, la pénétration n'étant pas la même suivant l'état de l'os. Cette connaissance s'effectuera sur le temps précédent l'analyse et la simultanéité de l'analyse. Cette même connaissance, portant alors sur la fin du traitement, nous révélera les zones de faiblesse et l'utilité ou non de la contention.

En ce qui concerne l'introduction des données générales, cette pratique est déjà connue des orthodontistes, ainsi d'ailleurs que l'analyse céphalométrique. Le docteur BUSTONE (Denver) utilise constamment cette méthodologie, avec l'aide des données de DOWNS. Il a su ficher parfaitement l'analyse générale. L'appui de l'empreinte optique à ses analyses radiographiques sera l'aboutissant des données d'avenir. Laissons-lui plutôt la parole :

"L'ordinateur contribue à servir l'orthodontie en apportant des connaissances qui favoriseront la rapidité et la perfection de nos traitements. Il ne faut, toutefois, pas croire que l'ordinateur a un savoir plus étendu que son utilisateur. La clé d'un programme réside dans une approche rationnelle.

L'orthodontiste entretient un dialogue permanent avec l'ordinateur. Un spécialiste possède des connaissances étendues et une compétence qui lui permettent d'établir des plans de traitement. Si nous pensions qu'un appareil puisse se substituer à lui, voire surveiller la totalité du traitement, l'orthodontie pourrait être pratiquée avec les mêmes succès par des généralistes.

Aucune valeur céphalométrique, aucun écart type ne remplacera jamais votre jugement. L'avenir montrera que les meilleurs orthodontistes seront ceux qui élaboreront le plan de traitement le plus approfondi et le mieux construit.

Dans un passé assez proche, les meilleurs orthodontistes étaient ceux qui montraient le plus de virtuosité dans la technique de fabrication des arcs et des appareillages : les meilleures mains.



L'orthodontie a évolué avec les techniques de collage et de préfabrication. L'ordinateur va encore accentuer ce changement.

Notre spécialité sera davantage une tâche de réflexion que de manipulation. Ce qui est essentiel en orthodontie, c'est la conception du plan de traitement et de l'appareillage".

Revue Orthop Dento Fac 15:93-100, 1981

Les obstacles que rencontre encore l'ODF seront considérablement allégés par l'empreinte optique. La rapidité d'analyse permettra d'éviter bien des radiographies Le praticien ayant cet appareil à sa disposition, rien ne lui empêchera de faire de l'orthodontie.

Les études systématiques de chaque cas et même de chaque patient dès leur naissance, feront que le diagnostic ne reposera plus sur une observation statique en un point donné du temps mais sera l'intégration de l'évolution morphologique du crâne en vue d'une éventuelle dérivation de la croissance. Les études actuellement menées ne chercheront pas à connaître le passé mais uniquement à proposer un type d'action : nous associerons un passé certain en vue d'un futur idéal. Le temps présent ne sera que le point de démarrage d'une thérapeutique stricte et historique.

Cette notion physiologique du traitement heurtera beaucoup des spécialistes, mais nous sommes sûrs que rapidement la raison l'emportera sur l'habitude.

CHAPITRE IV



De la parodontologie.

Science des support de la dent, la parodontologie se distingue des autres secteurs de notre métier en ce sens qu'elle est apparue récemment comme une spécialité et qu'elle a bénéficié d'un vif intérêt auprès de nombreux confrères. Ce phénomène social n'est pas surprenant : la notion de douleur disparaissant grâce aux techniques nouvelles, une place plus grande fut laissée à la prévention. La parodontologie apparaît aujourd'hui comme une science de prévention. C'est la raison de son succès mais aussi celle d'un échec que l'on peut prévoir si l'on ne modifie pas radicalement les techniques actuelles. Mouvement de pointe, elle ne décevra pas dans la mesure où les techniques d'analyse évolueront : prévoir l'avenir suppose un diagnostic rigoureux et actualisé. Le problème des méthodes se pose et limite le champ d'investigation. Les thèmes de recherche tendent à généraliser le particulier pour y revenir. Cette démarche est donc absurde dans l'absolu. Il faut supprimer la généralisation ; elle n'est que support à notre compréhension actuelle : nous sommes que trop habitués à ce besoin de recourir à la loi x ou y . Au lieu de généraliser, admettons d'office le particulier. La généralisation en découlera naturellement sans qu'il soit nécessaire d'exclure le cas analysé.

a) La théorie.

L'étude du support de la dent suppose une connaissance parfaite de l'articulation temporo maxillaire, des dents et de l'état de l'environnement. Si ces examens sont relativement faciles à être menés, leur association est hasardeuse : elle présuppose que l'esprit pourra réunir en dynamique les 3 éléments. Cette opération est impossible ; les enregistrements que nous faisons sont statiques. Si nous voulons les "dynamiser", nous devons avoir recours à des techniques générales issues de l'observation d'un nombre de cas



limites. Après prise statique de l'empreinte, nous disposons les "moulages" suivant une occlusion enregistrée. Si ces rapports sont pathologiques, nous agissons. Or, c'est ici que le problème se pose : pour estimer si le cas est pathologique ou non, nous reposons notre raisonnement sur des données acquises théoriquement par des chercheurs. Ces données, pour être accessibles en pratique courante, ont dû être généralisées et classées. Nous comprenons la lacune de cette analyse. La parodontologie est donc un habillage théorique de pratique sociale (au sens où l'entendaient les althusériens). Cette science doit consister à une rupture sans cesse renouvelée avec la connaissance commune, elle doit être un processus historique relevant du devenir et non de l'être.

Niant ces classifications d'analyse, nous pensons que l'homme doit être étudié comme une liberté à priori, inéductible en son tréfonds à l'approche scientifique (Bartholy). En associant les différents cas et en reposant ces analyses sur des observations théoriques, il nous est possible de généraliser le particulier.

b) La méthode.

L'étude de l'occlusion, c'est à dire des intercuspidations, évolue chaque année. La recherche d'une harmonie occlusale est un travail très long supposant de grandes connaissances et la saisie parfaite des données. Nous dirons tout de cru qu'elle est impossible en temps et technique dans un cabinet. Réponse classique : si on avait le temps. C'est complètement absurde, car si on avait le temps la technique évoluerait vers quelque chose d'encore plus complexe. C'est le cas des recherches actuelles. Il faut admettre que les moyens techniques d'analyse sont aussi importants que l'analyse actuelle. Il faut un peu moins classer le suivant dans les manipulations dites fondamentales de manière arbitraire mais développer très fortement la technologie parallèlement à l'évolution de nos lois.

La technologie optique telle que nous l'étudions, allège de façon considérable l'analyse et permet de dynamiser et contrôler les observations.

Handwritten signature or initials.



L'analyse de l'occlusion repose sur trois paramètres : l'intercuspitation, l'A.T.M. et les muscles. Point n'est besoin de compliquer les choses (si l'on peut appeler cela compliquer !)

L'intercuspitation doit être le résultat d'une analyse statique : la dent et les maxillaires, et d'une analyse dynamique : les mouvements en intercuspitation (antero postérieur et latéraux) et les mouvements dentaires.

L'analyse statique est faite selon les mêmes méthodes proposées en prothèse : empreinte optique globale des deux maxillaires ; l'occlusion statique sera faite après prise d'une claie antérieure. Sans tenir compte des facteurs propres de l'individu, l'ordinateur proposera une intercuspitation maximale (contacts mathématiques maximum). A ce stade, une recherche des points anormaux de contact sera visualisée sur écran cathodique avec fléchage. Un programme théorique aura été préétabli. Plusieurs propositions d'occlusion pourront alors être faites. La claie donnera la valeur statique d'occlusion enregistrée.

Cette analyse statique permettra de savoir s'il y a rapports anormaux d'occlusion dentaires et de savoir les points anormaux. Le thème théorique proposera un plan de coronoplastie dont chaque étape sera surveillée optiquement (et non par cire) avertissant si danger il y a. Il suffira de répéter l'empreinte optique. Une analyse plus fondamentale nous donnera une première estimation du cas pathologique observé avec début de classification : trauma occlusal sur x dent, bruxomanie... Nous comprenons d'entrée que le geste sera facile et surveillé, il sera riche d'enseignement et rapide dans le temps.

L'analyse dynamique est basée sur l'étude précédente auxquelle s'ajoutera une analyse des mouvements condyliens. Cette association n'est possible aujourd'hui qu'après des recherches complexes et discutables (articulateurs, état psychique du patient). Il suffit pourtant pour ce faire de prendre la claie antérieure à différents mouvements (quelques uns suffisent) avec autoradiographie des A.T.M. au même moment. L'ordinateur pourra donc associer les mouvements des condyles à celui des dents. L'articulateur sera la

Handwritten signature or initials.



bouche du patient numérisée, associée et visualisée sur l'écran. L'ensemble des mouvements sera reproduit de façon cinématique. Un désaccord pourra être noté au vu des diagrammes ou indiqué par l'ordinateur. Les problèmes de laboratoire seront stoppés.

+++++++

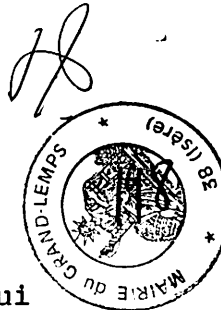
La gnatologie est actuellement purement statique quoiqu'en disent les spécialistes ; en effet les radios A.T.M. ne correspondent pas à la prise des moulages : les temps sont différés, donc les analyses sont séparées (donc statique CQFD).

Nous associons dans notre technique, en temps réel, les mouvements A.T.M. et dentaire (auxquels peuvent être ajoutées des valeurs musculaires). L'intérêt de l'étude de l'A.T.M. n'est réel que si elle est associée en temps réel aux mouvements "contacts dentaires". Les anciens l'avait compris puisqu'ils cherchent à perfectionner des articulateurs généraux donc faux par principe (sans vouloir parler des rapports cutanés !). Selon notre technique, l'individu sera son propre articulateur.

L'association d'une analyse musculaire est d'une grande simplicité. L'enregistrement myographique est aisé aujourd'hui. Malheureusement, la complexité des interprétations explique son absence d'intérêt jusqu'à ce jour. L'entrée des données du myographe, visualisé sur écran donnera enfin la valeur du tonus des grands muscles de l'organisme buccal. Une estimation traumatique associée à l'étude de l'A.T.M. et des occlusions indiquera la valeur pathologique exacte de l'individu en temps réel pour chaque position des maxillaires, donc des dents.

+++++++

Le trauma occlusal dérive directement de cette généralisation. Une zone traumatique sera repérée en soi mais aussi par rapport à l'A.T.M. et aux muscles.



Les conséquences d'un tel "choc" pourront être estimées (ce qui n'a jamais été fait) et situées dans l'espace au niveau de l'ensemble de l'A.T.M. L'intérêt de cette évaluation est de suivre le résultat du traitement de l'anomalie et de savoir exactement à quel niveau et quel est le degré de la guérison. Nous comprenons que l'analyse optique et la digitalisation des données permettent d'évaluer exactement l'efficacité du traitement, chose impossible jusqu'alors.

+++++++

L'analyse de la mobilité dentaire peut être faite par enregistrement cinéma optique du mouvement. Les conditions théoriques de ces forces ainsi que l'évaluation de leurs valeurs ont fait l'objet de nombreux travaux (DOURY). En associant notre technique à celle de HARWELL, il est possible de mesurer la mobilité primaire et secondaire. Une étude radiographique des limites osseuses associée en temps réel à une empreinte dynamique du mouvement de la dent (ou des dents) permettra d'évaluer les limites (acceptables ou non) de la mobilité.

Si au premier abord, cette étude était masquée par les problèmes de trauma, c'était une grave méprise. Le trauma est affaire de chercheurs alors que la mobilité est le problème, certes du chercheur, mais surtout celui du praticien. L'énorme complexité de cette mesure rendrait impossible la pénétration de son estimation dans le cadre d'un exercice courant. Grave lacune, quand on pense que de cette mobilité découle l'évaluation de la valeur d'un pilier, de l'insertion d'une prothèse ou de la guérison réelle du support. Cette mobilité permet aussi de réaliser de parfaits points de contact comme nous l'avons vu en prothèse. Une codification de sa valeur permettra de savoir quelle valeur donner à telle dent. Suivant l'importance de tel ou tel axe de mobilité, la sculpture de la couronne en prothèse pourra être modifiée afin que la dent travaille selon un axe favorable.

H


Un deuxième intérêt sera de suivre cette mobilité en ODF afin de connaître exactement le moment de stabilisation du contour osseux.

+++++++

Le contour osseux est lui aussi extrêmement important dans le diagnostic des parodontopathies ainsi que l'importance du tartre dans les gingivites. L'empreinte osseuse que nous allons développer en chirurgie (voir chapitre) nous donnera l'exact déchaussement des dents (osseuse), l'importance des poches parodontales et l'aspect de l'érosion du septum inter dentaire. L'ensemble de ces analyses visualisées seront interprétables mathématiquement ou analogiquement parlant.

+++++++

L'état de l'épithélium et du conjonctif font l'objet de nombreux travaux entraînant un oubli certain du facteur mécanique, nous ne rentrons pas dans les détails, ayant travaillé plus de 6 ans dans la biochimie épithéliale. L'adjonction d'une visualisation de la translucidité tissulaire donnera une valeur exacte et numérisable de l'inflammation. Le coef de pénétration des ondes doit être différent suivant que le tissu est sain ou non, une juste mise au point permettra de savoir le degré de la pathologie des tissus mous.

Cette notion ici développée (applicable dans le tissu osseux) est fondamentale. Au lieu de se perdre dans des données théoriques que les scientifiques biologistes feront plus vite et mieux que nous (ce n'est qu'une question de nombre de chercheurs en histologie), le chercheur odontologiste cherchera à potentialiser ces observations pour la pratique courante.



Que dire de notre nouvelle parodontologie ? Elle doit permettre de quitter le complexe parodontologique inaccessible au profit d'une étude des supports dentaires aisée en cabinet dentaire. Plus que cela, loin des sentiers fumeux, nous pouvons dynamiser une science purement statique et qui s'enferme dans le temps différé et les noms savants. Il faut démocratiser, donc rendre accessible ce travail.

Cette vue nouvelle sera possible si chacun comprend bien que les problèmes sont simples si l'on utilise les données théoriques pour le praticien en cabinet. Seule la recherche fondamentale intéresse nos universitaires. Ils ont tort car ils oublient que leurs buts est de faire avancer leur Science totalement, c'est à dire de la rendre accessible au spécialiste qu'est le dentiste.

Ceci est possible si au lieu de chercher des généralisations (fausse route), nous pilotons en direction d'une individualisation des observations générales : pour cela il faut en avoir les moyens, or nous les avons aujourd'hui.

le 20. 5. 1982