POLYPUBLIE
Polytechnique Montréal

POLYTECHNIQUE MONTRÉAL
UNIVERSITÉ D'INGÉNIERIE

Titre: Title: Mesure du profil de vitesse de l'écoulement d'air dans un nez

Auteurs: Authors: Ertugrul Bilgen, M. Girardin, Patrick Vasseur, & P. Arbour

Date: 1975

Type: Rapport / Report

Référence: Citation: Bilgen, E., Girardin, M., Vasseur, P., & Arbour, P. (1975). Mesure du profil de vitesse de l'écoulement d'air dans un nez. (Rapport technique n° EP-R-75-62). https://publications.polymtl.ca/6199/

Document en libre accès dans PolyPublie
Open Access document in PolyPublie

URL de PolyPublie: PolyPublie URL: https://publications.polymtl.ca/6199/

Version: Version officielle de l'éditeur / Published version

Conditions d'utilisation: Terms of Use: Tous droits réservés / All rights reserved

Document publié chez l'éditeur officiel
Document issued by the official publisher

Institution: École Polytechnique de Montréal

Numéro de rapport: Report number: EP-R-75-62

URL officiel: Official URL:

Mention légale: Legal notice:

Ce fichier a été téléchargé à partir de PolyPublie, le dépôt institutionnel de Polytechnique Montréal
This file has been downloaded from PolyPublie, the institutional repository of Polytechnique Montréal

https://publications.polymtl.ca

DÉPARTEMENT DE GÉNIE MÉCANIQUE

SECTION AÉROTHERMIQUE

MESURE DU PROFIL DE VITESSE DE L'ECOULEMENT D'AIR DANS UN NEZ

PAR

E. BILGEN
M. GIRARDIN
P. VASSEUR
P. ARBOUR

DECEMBRE 1975
NO. EP 75-R-62

Ecole Polytechnique de Montréal

CA2PQ
UP4
75R62
FRE

Campus de l'Université
de Montréal
Case postale 6079
Succursale 'A'
Montréal, Québec
H3C 3A7

Bibliothèque
Ecole
Polytechnique
MONTRÉAL

CLASSIFICATION
CA2PQ
UP4
75R62 FRE

No D'ENTRÉE
78804

22 JAN. 1976

DEPARTEMENT DE GENIE MECANIQUE

SECTION AEROTHERMIQUE

MESURE DU PROFIL DE VITESSE DE L'ECOULEMENT D'AIR DANS UN NEZ

78804

PAR

E. BILGEN* M. GIRARDIN*

P. VASSEUR* P. ARBOUR**

* Ecole Polytechnique

** Hôtel-Dieu de Montréal

Décembre 1975 No. EP 75-R-62

TABLE DES MATIERES

PAGE

SOMMAIRE v

LISTE DES FIGURES vi

LISTE DES SYMBOLES viii

I- INTRODUCTION 1

1.- BUT 1

2.- REVUE SUR LE SUJET 2

2.1- Notions de base de physiologie nasale 2

2.2- Fonctions du nez 5

2.3- Pathologies nasales 6

2.4- Evaluation clinique 8

2.5- Revue bibliographique 12

3.- MOTIVATION DE LA PRESENTE ETUDE 16

II- MONTAGE EXPERIMENTAL ET INSTRUMENTATION 18

1.- GENERALITES 18

2.- MONTAGE EXPERIMENTAL 19

3.- CONSTRUCTION DES MODELES 22

3.1- Modèle de bio-plastique 22

3.2- Modèle de fosse humaine 26

TABLE DES MATIERES

PAGE

4.- ANEMOMETRE OPTIQUE..... 28

4.1- Description de l'anémomètre optique..... 28

4.2- Générateur de particules..... 32

4.3- Avantages et désavantages du laser..... 35

5.- APPAREILLAGE AUXILIAIRE..... 41

5.1- Débitmètre..... 41

5.2- Electromanomètres..... 43

5.3- Amplificateurs..... 45

III- TECHNIQUE EXPERIMENTALE ET PROBLEMES ASSOCIES..... 47

1.- DETERMINATION DU DEBIT DE MESURE..... 47

2.- CHOIX DES SECTIONS DE MESURE..... 49

3.- PROBLEMES ASSOCIES A LA MESURE DU DEBIT ET DE LA PRESSION..... 51

4.- PROBLEMES ASSOCIES A LA MESURE DE VITESSE DANS LA FOSSE NASALE. 53

4.1- Caractéristiques inhérentes de l'anémomètre optique..... 53

4.2- Influence du fluide et de la paroi..... 53

4.3- Choix du matériau de la paroi..... 54

4.4- Technique utilisée pour résoudre ces problèmes..... 55

5.- INTEGRATION DU SYSTEME DE MESURE DANS SON ENSEMBLE..... 56

6.- METHODE DE VISUALISATION DE L'ECOULEMENT..... 59

TABLE DES MATIERES

PAGE

IV- RESULTATS 62

1.- MESURE DES PROFILS DE VITESSE 62

1.1- Méthode de traitement des résultats 62

1.2- Caractéristiques de l'écoulement 63

1.3- Sources d'erreurs 65

2.- VISUALISATION 66

V- CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS 68

1.- CONCLUSIONS 68

2.- RECOMMANDATIONS 68

BIBLIOGRAPHIE 83

APPENDICE I 85

S O M M A I R E

L'écoulement de l'air dans une fosse nasale a été étudié expérimentalement afin d'obtenir une meilleure compréhension des facteurs physiques pouvant influencer l'aérodynamique nasale.

Des techniques de visualisation avec un écoulement d'eau ont été utilisées sur un modèle de fosse nasale ayant été obtenu à l'aide d'un moule fait à partir d'un nez de cadavre humain. Il a été ainsi possible de visualiser, en écoulement permanent, les lignes de courant pour des écoulements en inspiration et en expiration.

Les profils de vitesse ont été mesurés, à différentes sections du nez, à l'aide d'un anémomètre optique. Ces mesures ont été effectuées, en écoulement permanent, pour des débits de 10 litres/minute en sens inspiratoire et expiratoire. Les nombres de Reynolds correspondant à ces écoulements variaient entre 766 et 2390.

Ces travaux, faisant suite à ceux de Bilgen et al., ont été entrepris dans le cadre d'un programme de recherche plus général qui, on l'espère, permettra de recommander une meilleure méthode d'évaluation de la fonction nasale et de développer un appareil de mesure mieux adapté que ceux qui existent présentement.

Ce rapport est basé sur une conférence présentée à la Nouvelle-Orléans lors du 5ème Congrès de l'AEMB (Alliance for Engineers in Medecine & Biology) 20-25 septembre 1975.

LISTE DES FIGURES

Figure 1	Anatomie du nez
Figure 2	Rhinomanométrie
Figure 3	Lignes de courant d'après Proetz
Figure 4	Schéma du montage expérimental
Figure 5	Photo du montage expérimental
Figure 6	Photo du moule négatif
Figure 7	Photo du modèle de bio-plastique
Figure 8	Photo du modèle de fosse nasale humaine
Figure 9	Dimensions de la fosse nasale
Figure 10	Schéma du laser
Figure 11	Photo du générateur de particules
Figure 12	Influence de la paroi sur ϕ et F_D
Figure 13 a, b	Courbes Vitesse = f (fréquence)
Figure 14	Schéma du pneumotachographe
Figure 15	Schéma de l'électromanomètre
Figure 16	Choix des sections de mesure
Figure 17	Photo du support gradué
Figure 18	Photo du modèle et du laser
Figure 19	Champ de vitesse à X = 5.2 cm
Figure 20	Champ de vitesse à X = 6.4 cm
Figure 21	Champ de vitesse à X = 11.0 cm
Figure 22	Champ de vitesse à X = 13.0 cm
Figure 23	Photo de l'écoulement dans le modèle de bio-plastique

LISTE DES FIGURES

(SUITE)

Figure 24	Photo de l'écoulement dans le modèle de bio-plastique
Figure 25	Photo de l'écoulement dans le modèle humain
Figure 26	Photo de l'écoulement dans le modèle humain
Figure 27	Lignes de courant dans la fosse nasale
Figure 28	Profil de vitesse à Z = 5.00 cm
Figure 29	Profil de vitesse à Z = 5.20 cm
Figure 30	Profil de vitesse à Z = 5.40 cm
Figure 31	Profil de vitesse à Z = 5.60 cm
Figure 32	Profil de vitesse à Z = 5.80 cm
Figure 33	Profil de vitesse à Z = 6.00 cm

LISTE DES SYMBOLES

A : surface d'une section (cm^2)

D : diamètre d'entrée (cm)

De : diamètre hydraulique (cm)

dm : dimension caractéristique du volume de mesure (figure 10)

de : dimension caractéristique du volume de mesure (figure 10)

f : fréquence (hz ou Mhz)

F : distance focale de la lentille du laser (mm)

ℓm : dimension caractéristique du volume de mesure (figure 10)

ΔP : perte de charge (mm H_2O)

Q : débit (ℓ/min. ou cm^3/min.)

Re : nombre de Reynolds

V : vitesse

$\bar{V}$: vitesse moyenne (cm/sec.)

V_{MAX}: vitesse maximum (cm/sec.)

X : coordonnée pour le système d'axes de référence (cm)

2.- REVUE SUR LE SUJET

2.1- Notions de base de physiologie nasale

L'anatomie et la physiologie nasale du nez ont déjà été décrites en détail dans les références (1, 2, 3 et 4); cependant, il est bon à ce stage de rappeler certains points essentiels.

D'un point de vue anatomique, on peut diviser l'intérieur du nez, appelé cavité ou fosse nasale, en cinq zones principales (voir fig. 1):

1) zone du vestibule;
2) zone de la valve (ostium interium);
3) zone de l'attique (agger nasi);
4) zone du cornet inférieur;
5) zone du cornet moyen.

Parmi ces différentes zones, les deux plus importantes sont la zone de la valve et la zone de l'attique. La zone de la valve joue un rôle dominant en ce qui a trait à la mécanique respiratoire du nez. La valve constitue la limite entre le vestibule et l'attique. Sa section étant de 20 à 40 mm^2, elle constitue la zone la plus petite du nez et elle est ainsi le facteur déterminant du débit d'air maximum qu'on peut faire circuler à travers la fosse nasale. En effet, sous l'action des muscles de la valve, celle-ci peut varier sa surface

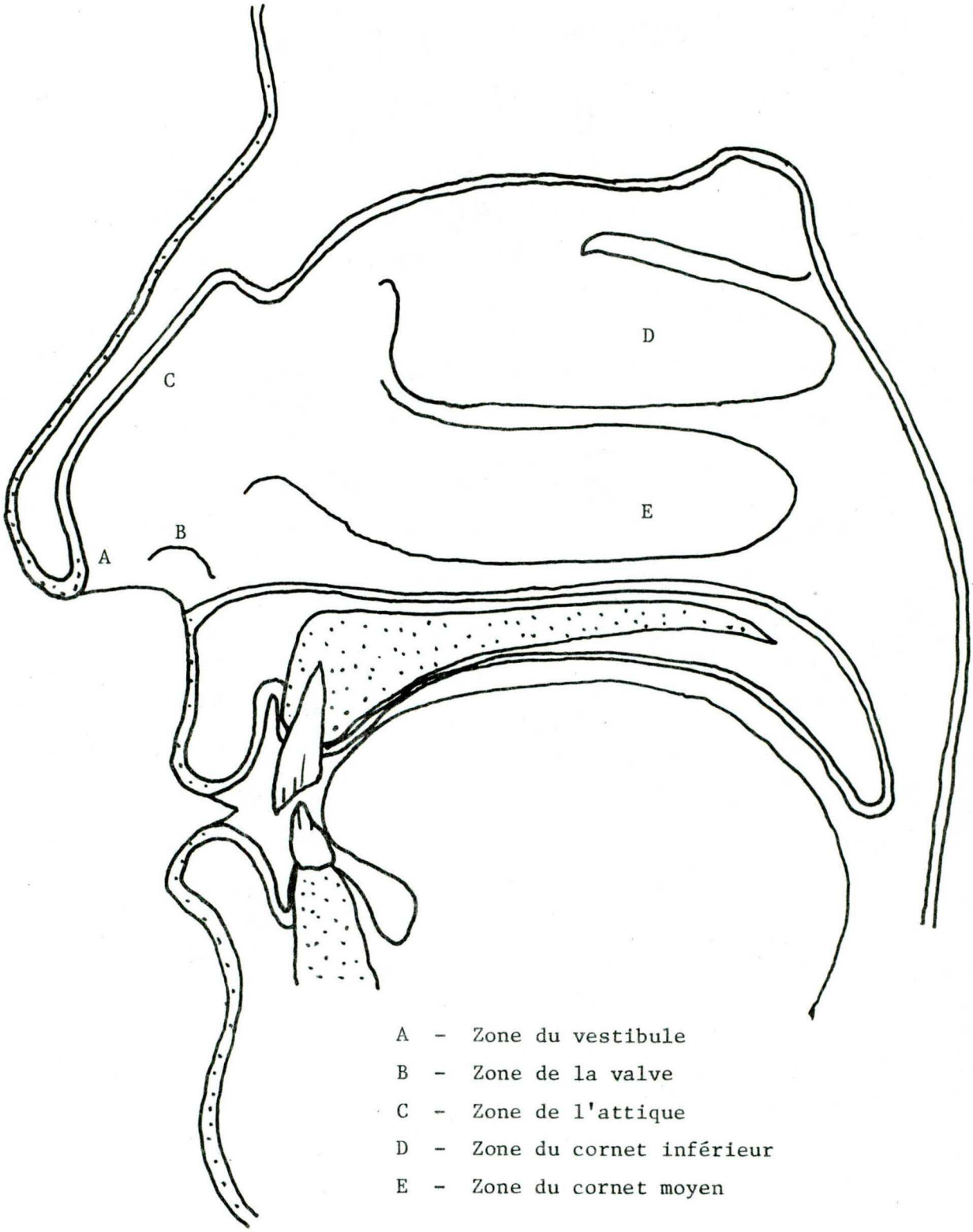


Figure 1 Anatomie du nez

effective, donc faire varier la résistance à l'écoulement de l'air et ainsi limiter le débit. La zone de l'attique ou agger nasi possède un rôle physiologique en ce sens que c'est à cet endroit que se fait le premier contact entre l'air inspiré et la muqueuse nasale. Cette zone est réflexogène et elle participe à la régulation naso-pulmonaire. Si l'air inspiré est dévié de cette région, on peut s'attendre à un désordre du système respiratoire qui peut affecter la respiration pulmonaire.

Les autres zones du nez semblent jouer un rôle moins important. La zone du vestibule constitue l'entrée de l'air inspiré et son orientation possède une influence sur la trajectoire de l'air dans le nez. Sa forme peut être assimilée à un cône tronqué qui aurait une section circulaire ou elliptique (selon les différentes zones). La grande base de ce cône serait la valve et la petite base constituerait l'entrée du nez, i.e. la narine. Les cornets sont des structures suspendues à un côté de la fosse nasale; ces structures sont érectiles et elles sont capables de faire varier la section d'écoulement où ils sont situés ainsi que le volume de la fosse nasale. On peut donc dire que les cornets peuvent avoir une certaine fonction de régulation, d'autant plus que cette fonction est le résultat du cycle nasal qui est un processus par lequel les cornets se dilatent et se contractent de façon continue et selon un cycle d'une période de 3 à 4 heures.

2.2- Fonctions du nez

Les trois fonctions principales du nez sont l'olfaction, la respiration et la phonation.

L'olfaction est sans aucun doute la raison d'être principale du nez, car celui-ci est le seul organe disponible à l'homme pour distinguer les odeurs. La presque totalité du système olfactif se situe dans les fosses nasales et il joue un rôle très actif pour l'acquisition des informations provenant du monde extérieur. Il est donc nécessaire d'avoir un bon fonctionnement du système olfactif.

La respiration peut être considérée comme une fonction secondaire car le nez ne constitue pas l'organe essentiel à la respiration, mais l'importance d'une bonne fonction respiratoire nasale est essentielle. On peut effectivement respirer par voie buccale mais cette voie, comparativement à la voie nasale, est nettement moins bien adaptée pour la réalisation de l'acte respiratoire. En effet, les diverses parties du nez, particulièrement la muqueuse nasale, jouent un rôle prépondérant sur la qualité de l'air qui parvient aux poumons. Le nez filtre, chauffe et humidifie l'air inspiré, de sorte que cet air se retrouve dans les poumons à des conditions thermodynamiques à peu près constantes, compte tenu des conditions de l'air extérieur qu'on peut rencontrer. La phonation est une autre fonction secondaire du nez qui agit comme une chambre de résonnance. On observe que, lors d'une

obstruction nasale, le ton de la voix change.

2.3- Pathologies nasales

En pathologie nasale, les problèmes les plus courants (2, 5) sont les suivants:

1°) La déformation de la cloison septale

Il existe plusieurs types de déformations de la cloison nasale, soit des déformations antérieures ou postérieures:

a) la déviation angulaire;

b) la déformation en forme de verre de montre;

c) la déviation en bloc de la cloison vers l'une des fosses.

Les modifications ont pour effet:

a) la déviation de la trajectoire de l'air;

b) l'augmentation de la résistance nasale;

c) la perturbation du cycle nasal;

d) l'obstruction généralisée dans l'une des fosses nasales;

e) l'atrophie de la muqueuse (qui devient tendue à cause de la déformation imposée).

Il en résulte alors des troubles respiratoires qui peuvent occasionner une incommodation permanente chez la personne.

2°) La déformation du nez externe

On peut observer trois types principaux de déformations, soit:

a) un nez ensellé ou concave;

b) un nez bossu ou convexe;

c) un nez dévié.

Les problèmes résultants sont la déviation de la trajectoire de l'air inspiré ou éventuellement un blocage complet d'une fosse nasale. Des problèmes d'esthétique surviennent aussi.

3°) La déformation des ailes du nez

Les ailes du nez peuvent être parfois très épaisses, réduisant ainsi l'orifice interne; dans certains cas, l'inverse peut se produire. L'effet général de ces anomalies peut être de bloquer partiellement l'entrée d'air par le phénomène appelé "collapsus respiratoire", i.e. que, pendant l'inspiration, les ailes du nez peuvent se rapprocher de façon à fermer l'orifice d'entrée et ainsi bloquer le passage de l'air. Ce phénomène peut se produire chez les gens dont le nez est étroit et dont l'orifice de la valve est petit. Il en résulte donc un blocage partiel qui se produit à un moment donné d'une inspiration.

4°) Une maladie de la muqueuse nasale

Plusieurs types de maladies de la muqueuse nasale peuvent survenir pour ne citer que les rhinites vaso-motrices, les polypes muqueux, l'hypertrophie de la muqueuse des cornets, l'assèchement de la muqueuse, l'atrophie, la présence de tubercules et autres. Il n'est pas nécessaire de décrire toutes ces maladies mais plutôt de les mentionner, car leurs effets conduisent à un blocage complet ou partiel et de façon plus générale à une insuffisance respiratoire nasale.

De façon à dépister ces différents problèmes de pathologie, le médecin possède à l'heure actuelle différentes techniques qui vont être décrites dans la section suivante.

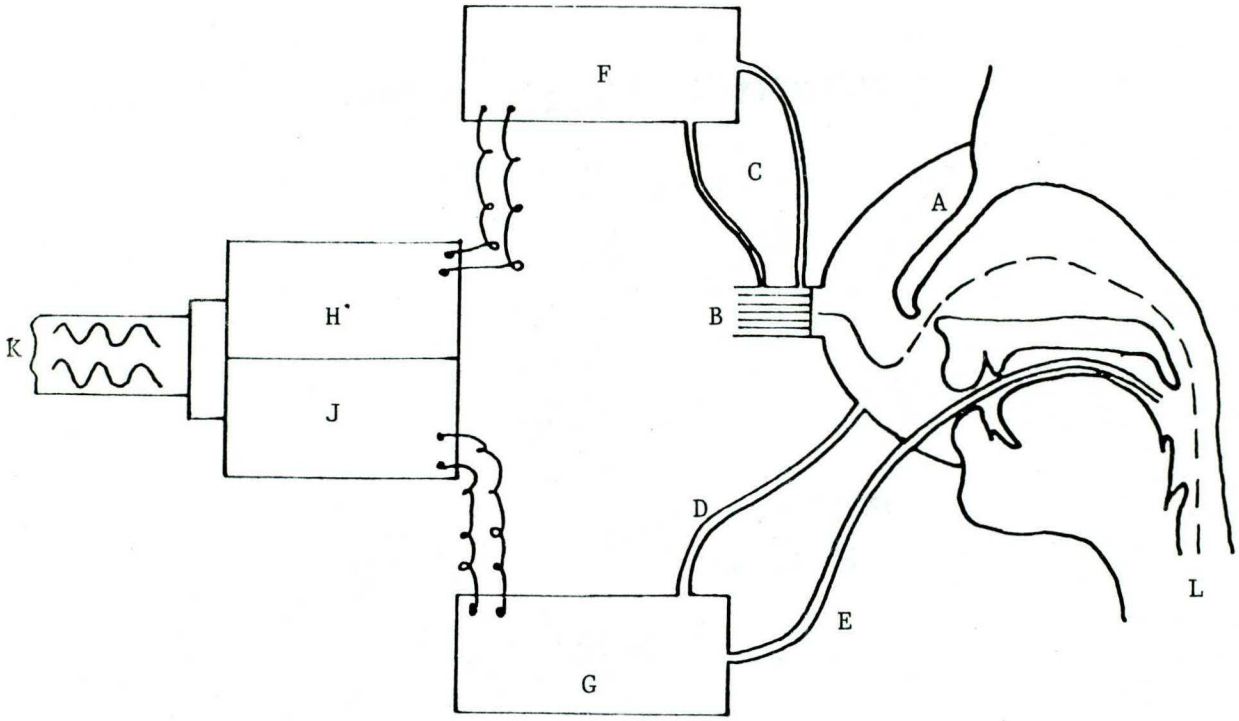
2.4- Evaluation clinique

Les premiers signes généralement notés à l'occasion d'un mauvais fonctionnement du nez sont des troubles respiratoires qui peuvent être accompagnés de douleurs. L'évaluation de ces troubles ainsi que leur diagnostic requièrent des moyens qui se doivent d'être certains et précis.

La première méthode d'évaluation disponible est une évaluation qualitative de la fonction nasale qui résulte de la discussion entre le médecin et le patient, de l'examen visuel des fosses nasales à l'aide d'outils d'investigation

courants et possiblement de prélèvements muqueux ainsi que des radiographies. Ces différents moyens ne sont pas quantifiables et peuvent varier selon le médecin et le type de patient examiné. Aucun paramètre ne permet d'apprécier la valeur d'une correction par l'application de médicaments ou par une opération chirurgicale. Il s'agit donc d'un moyen qui peut avoir tendance à être subjectif.

La deuxième méthode disponible est quantitative et elle est utilisée de façon très courante: il s'agit de la rhinomanométrie (références 1, 2 et 6). C'est un moyen d'évaluation qui quantifie la fosse nasale en mesurant sa perméabilité. Le principe de cette méthode est de mesurer simultanément le débit d'air et la perte de charge occasionnés par le passage de l'air dans une ou deux fosses nasales. A partir de ces mesures, on peut calculer la fréquence respiratoire, le volume d'air inspiré (ou expiré) et la résistance nasale. Le principe de mesure, illustré à la figure 2, consiste à déterminer le débit à l'aide d'un pneumotachographe de Fleisch fixé à un masque et relié à un électromanomètre différentiel; en même temps, on mesure la perte de charge entre l'entrée et la sortie du nez (narine et arrière-gorge) à l'aide d'un autre électromanomètre différentiel. Les signaux électriques de sortie sont amplifiés et enregistrés sous forme graphique. D'autres variantes de ce système ont été proposées et utilisées (références 7, 8 et 9), mais les données que l'on obtient demeurent les mêmes et les principes utilisés sont semblables.



A - Masque

B - Pneumotachographe

C - Tubes pour le différentiel de pression du pneumotachographe

D - Tube pour la pression à l'entrée du nez

E - Tube pour la pression du nasopharynx

F & G - Electromanomètres et amplificateurs

H & J - Amplificateurs de l'enregistreur à papier

K - Enregistrement du débit vs temps et de la pression vs temps

L - Nasopharynx

Figure 2 Rhinomanométrie

Parmi les avantages de cette méthode, notons qu'elle est simple, rapide et indolore. La rhinomanométrie permet d'évaluer et de quantifier la perméabilité nasale d'une seule fosse à la fois ou des deux fosses en même temps. Sa principale utilité est de déterminer des obstructions nasales dites mécaniques (ou fixes), telles qu'une déviation de la cloison septale ou la présence d'un corps étranger à l'intérieur du nez. Cette méthode est aussi très utile pour quantifier l'amélioration due à une correction chirurgicale.

Comme désavantages, on peut noter une certaine difficulté technique à réaliser le test à cause de l'inconfort causé par le port du masque ou par l'introduction dans la bouche de la sonde qui sert à mesurer la pression à l'arrière-gorge; on observe que, chez certains patients, on ne peut réaliser le test, car la mesure de pression ne se fait pas à cause de la peur ainsi que le manque d'habitude à réaliser le test. De plus, on peut noter que du fait qu'il existe des variantes au système décrit précédemment, les résultats obtenus par les différentes configurations ne sont pas toujours comparables (9); ceci semble être dû à une foule de considérations techniques, telles que le type de masque utilisé et l'inertie ou la résistance mécanique du système de mesure. Il est à noter qu'il serait intéressant de développer un système de mesure qui pourrait devenir une méthode standard. Enfin, cette méthode ne permet pas de diagnostiquer toutes les différentes pathologies de façon précise.

On voit donc que les méthodes courantes ne sont pas satisfaisantes; il apparaît nécessaire d'avoir des méthodes d'investigation plus précises et, pour cela, il est primordial d'avoir une meilleure connaissance des bases fondamentales de l'écoulement de l'air dans le nez.

2.5- Revue bibliographique

Il existe dans la littérature plusieurs articles sur le sujet (1 à 4, 6 à 19), mais la plupart ont été faits par des médecins, ce qui fait que très peu de ces articles traitent du nez du point de vue de l'ingénieur. On peut tenter de classifier les différentes études en quatre groupes plus ou moins distincts: physiologie du nez, anatomie et corrections chirurgicales, études de rhinomanométrie et études de l'écoulement de l'air. Les deux derniers groupes retiennent davantage notre attention.

Les études de rhinomanométrie consistaient surtout à évaluer, comparer et proposer différentes techniques. On pouvait évaluer la valeur de rhinomanométrie comme outil de travail pour poser un diagnostic ou déterminer l'amélioration apportée par un type de correction chirurgicale. On compare les résultats obtenus par différentes techniques et on apporte les avantages et inconvénients des diverses techniques et on propose une méthode comme standard. L'intérêt de ces articles est qu'à partir des mesures de ΔP et de Q, on propose des relations entre ces deux paramètres et de ceci on discute

du régime de l'écoulement de l'air. De plus, on définit d'autres paramètres qui seraient susceptibles de fournir de meilleurs renseignements. Les relations proposées peuvent être de trois genres: ΔP vs Q, qui indique un écoulement laminaire, ΔP vs Q^2, pour le régime turbulent et ΔP vs Q, Q^2, pour un mélange des deux régimes. L'abondance de ces équations montre qu'aucune d'elles ne répond de façon parfaite et que, dépendant de l'intervalle de débit où on veut poser ces relations, chacune d'elles se montre valable si on accepte un certain écart. Il faut quand même préciser que l'on se doit d'accepter un grand écart, car on travaille sur un élément biologique qui peut être assez déversifié. En effet, les caractéristiques du nez, telles que dimension, architecture interne et autres, peuvent varier beaucoup d'un individu à un autre. Les observations apportées dans les conclusions permettent toutefois de distinguer deux principales écoles. Les auteurs des références (1, 2, 4, 10, 11, 12, 13, 14 et 16) croient que l'écoulement de l'air au niveau de la fosse nasale est un mélange du régime laminaire et du régime turbulent. Cette observation provient du fait que la relation entre ΔP & Q a la forme $\Delta P = f\ (Q, Q^2)$. A l'opposé, les auteurs des références (6, 15 et 17) pensent que l'écoulement de l'air est du type turbulent pour tous les débits physiologiques rencontrés. Certains auteurs (1, 10, 12, 14 et 16) mentionnent qu'il est possible d'avoir des régions laminaires dans le nez pour des débits qui sont très faibles et qui sont rarement rencontrés.

Les études sur l'écoulement de l'air en tant que tel sont peu nombreuses et dans une certaine mesure contradictoires. Les manuels de rhinologie et de physiologie montrent les lignes de courant dans le nez et on note qu'en sens expiratoire, les lignes de courant forment une "boucle", comme montré à la figure 3. De plus, il est aussi mentionné que la partie supérieure de la cavité nasale n'a pas de fonction ventilatoire, i.e. que l'air passe seulement dans la partie inférieure. Il est aussi mentionné que le courant d'air ne passe pas dans toute la cavité dans le sens de la largeur (11). Proetz (18) a observé la "boucle" montrée à la figure 3 de même que Van Dishoeck (19), mais, par contre, d'après ces auteurs, l'air passe dans toute la cavité nasale. Ce dernier phénomène a aussi été observé par Masing (15), mais ses expériences de visualisation ne montrent pas de trajectoire en "boucle".

On note donc qu'on peut difficilement généraliser les nombreuses études dans ce domaine. Les nombreux résultats différents obtenus ainsi que le manque de standardisation des méthodes d'investigation suffisent à montrer qu'il apparaît nécessaire d'avoir une meilleure connaissance de la physiologie nasale avant de pouvoir déterminer une méthode valable et susceptible d'être standardisée.

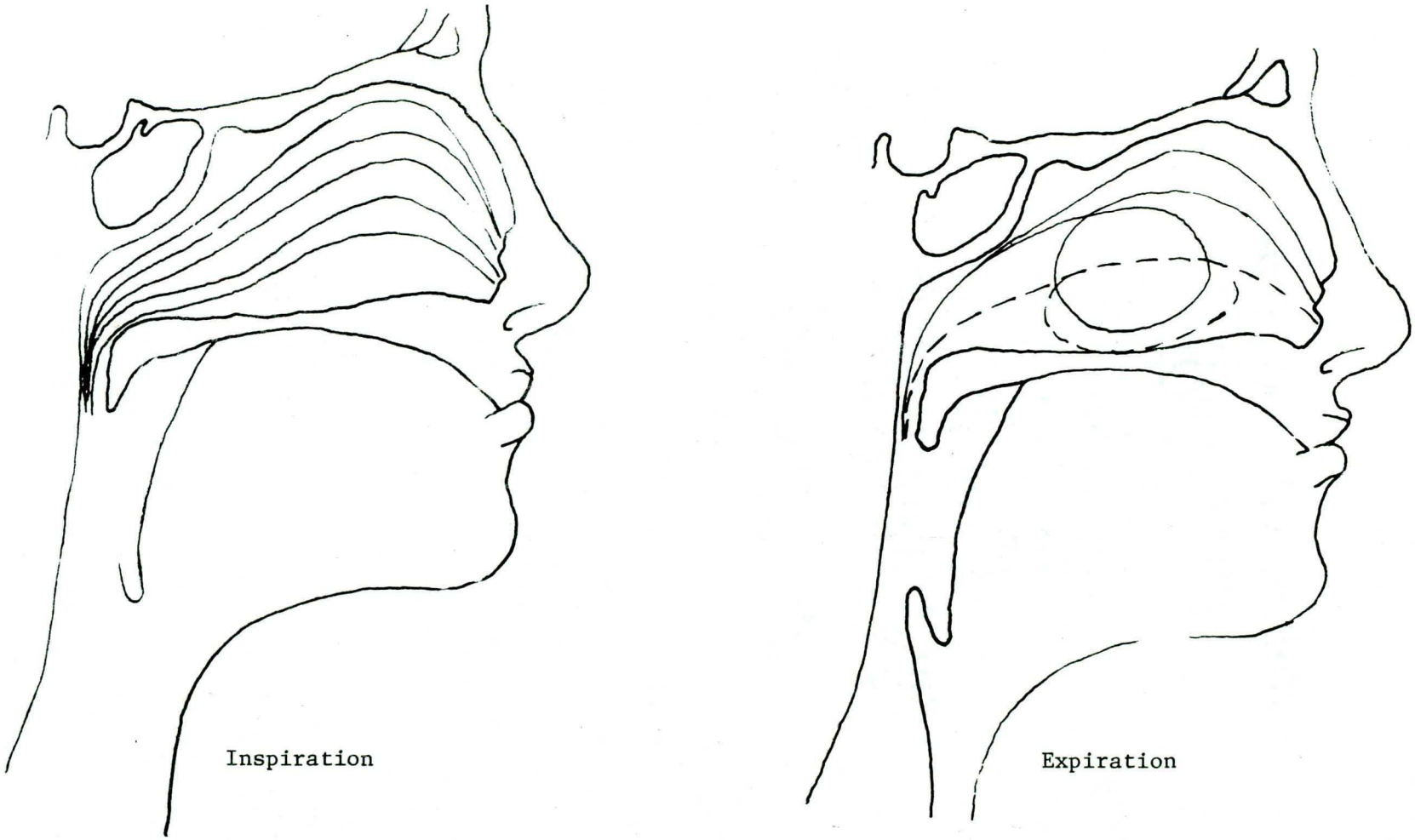


Figure 3 Lignes de courant (d'après Proetz (18))

3.- MOTIVATION DE LA PRESENTE ETUDE

Le but de cette investigation était l'étude de l'écoulement de l'air dans une fosse nasale afin d'obtenir une meilleure compréhension des facteurs physiques pouvant influencer l'aérodynamique nasale.

Pour se faire, des techniques de visualisation avec un écoulement d'eau ont été utilisées sur un modèle de fosse nasale ayant été obtenu à partir d'un moule fait sur le nez d'un cadavre humain. Ces techniques ont permis de visualiser, en écoulement permanent, les lignes de courant de l'écoulement en inspiration et en expiration. Du lait a été utilisé comme liquide traceur pour la visualisation. Il a été observé que les lignes de courant étaient distribuées dans toute la fosse nasale et qu'il n'y avait aucune région préférentielle. De plus, on a pu observer quelques petits tourbillons à l'entrée de la fosse, immédiatement après la narine. Tel que mentionné par Masing (15) et Van Dishoeck (19), on n'observe pas de "boucle" en sens expiratoire.

De façon à obtenir des renseignements plus précis, on a également mesuré le profil des vitesses à différentes sections, en écoulement permanent, grâce à un anémomètre optique. Les mesures ont été réalisées pour un débit de 10 ℓ/min. en sens inspiratoire et expiratoire. Il a été trouvé que l'écoulement se situait dans la région laminaire-transitoire pour les cinq sections étudiées. Les nombres de Reynolds varient entre 766 et 2390 pour ces sections.

Ce travail fait suite aux travaux préliminaires de Bilgen et al. (4) qui se sont concentrés sur le mesure ΔP vs Q à différents endroits de la fosse nasale. Cette étude s'inscrit dans le cadre d'un programme de recherche plus général qui, on l'espère, permettra de recommander une meilleure méthode d'évaluation de la fonction nasale ou de développer un appareil de mesure mieux adapté que ceux qui existent présentement.

II- MONTAGE EXPERIMENTAL ET INSTRUMENTATION

1.- GENERALITES

Les caractéristiques de l'écoulement de l'air dans un nez ont été étudiées expérimentalement grâce à des modèles fabriqués directement à partir de fosses nasales prises sur des cadavres humains. Ces expériences, faisant suite aux travaux préliminaires de Bilgen et al. (4), ont été entreprises dans le but de mesurer la distribution de vitesse de l'écoulement de l'air dans certaines sections d'un nez et d'obtenir une visualisation de cet écoulement.

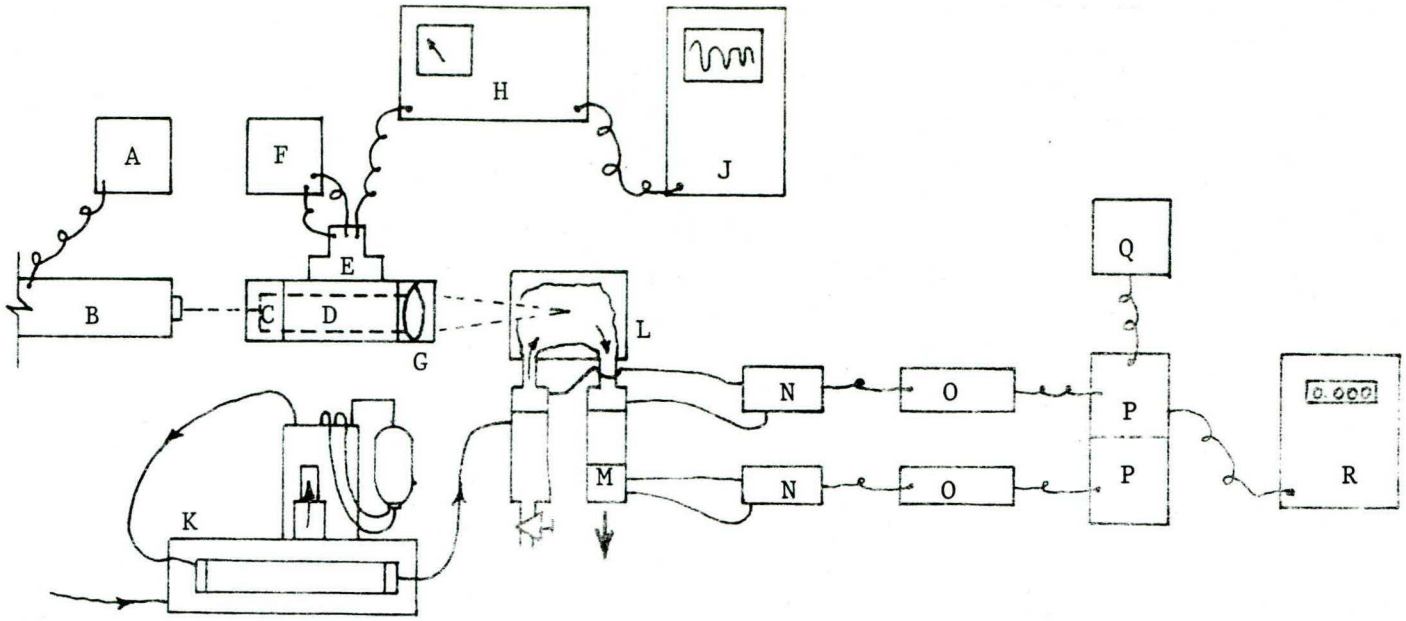
Un anémomètre optique à rayon laser a été utilisé pour mesurer le profil de vitesse de l'air à diverses sections du modèle. Le débit permanent d'air utilisé, en inspiration comme en expiration, était de 10 litres/minute. Les nombres de Reynolds de l'écoulement variaient entre 766 et 2390. La visualisation de l'écoulement dans le nez a été obtenue en faisant circuler de l'eau dans le modèle, en injectant du lait à l'aide d'une seringue hydrodermique à certains points du modèle soigneusement choisis et en photographiant l'écoulement résultant.

2.- LE MONTAGE EXPERIMENTAL

Le montage expérimental utilisé pour obtenir un écoulement permanent en inspiration et en expiration est montré dans les figures (4) et (5). Il consiste essentiellement d'un modèle de nez, construit en plastique transparent dans le but de pouvoir faire les mesures optiques et d'un système d'alimentation d'air utilisé pour fournir l'écoulement d'air voulu dans le modèle. Le débit de l'air d'alimentation, mesuré grâce à un pneumotachographe, est réglé au débit désiré à l'aide d'un régulateur de débit de précision. Dans les expériences sur l'écoulement de l'air suivant le sens inspiratoire, l'air entrait dans le modèle par le nez et sortait par le pharynx alors que dans les expériences sur l'écoulement suivant le sens expiratoire, le système d'alimentation de l'air était inversé et l'air entrait alors directement par le pharynx pour sortir par le nez.

Les profils des vitesses à différentes sections du modèle sont mesurés à l'aide d'un anémomètre optique à rayon laser. De façon à obtenir un bon signal pour le laser, de fines particules solides étaient injectées dans l'écoulement d'air à l'aide d'un générateur de particules.

Les techniques utilisées pour construire les modèles de nez et les différents instruments employés pour effectuer les mesures expérimentales requises vont maintenant être discutés en détail dans les sections suivantes.



A - Alimentation du laser

B - Laser He-Ne 15 mw

C - Diviseur du faisceau

D - Module de mode arrière

E - Cellule photo-multiplicatrice

F - Alimentation de la cellule

G - Lentille de focalisation

H - Processeur de signaux

J - Oscilloscope

K - Générateur de particules

L - Modèle de fosse nasale

M - Pneumotachographe

N - Electromanomètres

O - Alimentation et amplificateurs

P - Filtres passe-bas

Q - Alimentation des filtres

R - Voltmètre

Figure 4 Montage expérimental

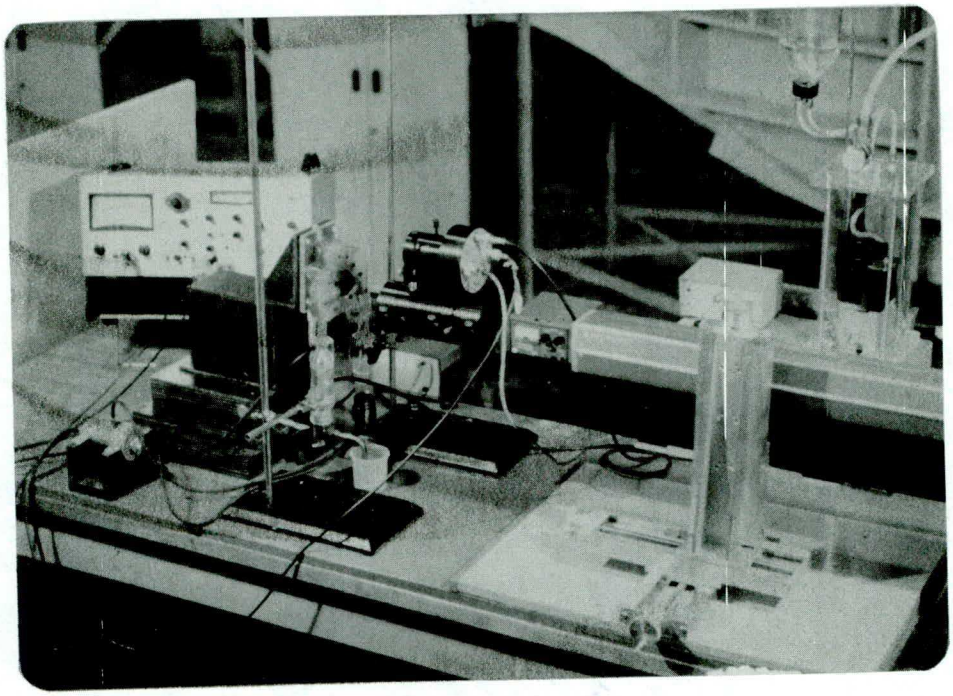


Figure 5 Montage expérimental

3.- CONSTRUCTION DES MODELES

3.1- Modèle de bio-plastique

Il s'agit d'un modèle fait à partir d'une empreinte prise sur un cadavre humain. La méthode de fabrication utilisée est similaire aux méthodes employées pour le moulage des pièces d'utilisation courante. On injecte du silicone (GE RTV-118) à l'aide d'une seringue par les narines jusqu'à ce que les fosses nasales soient pleines. On laisse ensuite sécher le tout environ 24 heures et on retire ce moule négatif (figure 6) en faisant une dissection des fosses nasales. Il y a lieu de prendre des précautions lors de l'injection du silicone de façon à éliminer les bulles d'air qui pourraient fausser la bonne reproduction des fosses nasales. De plus, on doit faire attention pour ne pas endommager le moule négatif lors de la dissection. On suspend ensuite le moule négatif de façon à conserver la forme originale des différentes parties et aussi pour garder les relations d'espacement entre ces parties. On moule alors tout autour du négatif du bio-plastique, qui est un matériau couramment utilisé pour la reproduction d'organes biologiques. Le moule positif ainsi obtenu, étant durci, il est ensuite coupé en deux à la cloison nasale pour retirer le moule négatif.

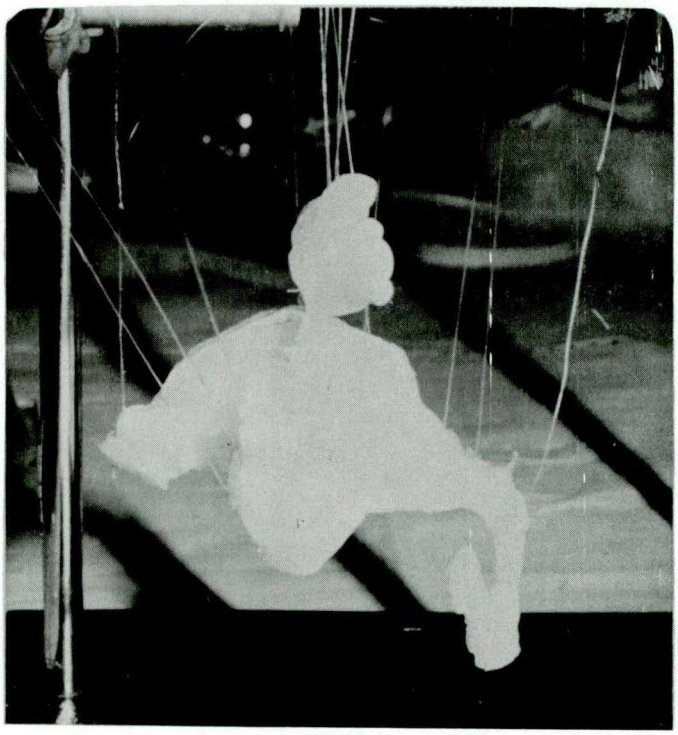


Figure 6 Moule négatif en silicone

Par la suite, une fenêtre d'acrylique est installée à la place de la cloison nasale (figure 7) et cette pseudo-cloison est rendue étanche avec du silicone. Finalement, des tubes d'acrylique sont fixés à l'entrée et à la sortie des fosses de façon à faciliter l'installation intérieure de la tuyauterie d'alimentation de l'air. De cette façon, on obtient une réplique valable d'une fosse nasale, laquelle comporte une fenêtre transparente qui permet de "voir" l'écoulement et aussi d'utiliser l'anémomètre optique pour mesurer les profils de vitesse.

Le terme "réplique" est utilisé ici pour bien montrer certaines différences qui existent entre le modèle et une fosse nasale humaine. Une première différence est que les parois du modèle sont rigides alors que celles d'une fosse humaine sont dans une certaine mesure élastiques et perméables. En effet, la muqueuse nasale agit comme une membrane élastique capable de s'étirer ou de se contracter et les cornets, qui sont aussi des structures érectiles, suivent des états de dilatation et de contraction cycliques. De plus, en remplaçant la cloison nasale qui est d'épaisseur variable et qui est recouverte aussi d'une muqueuse par une cloison fixe d'épaisseur constante, on peut introduire des erreurs de dimension ou d'espacement à la valve, par exemple, ou près des cornets. Le fait d'u-

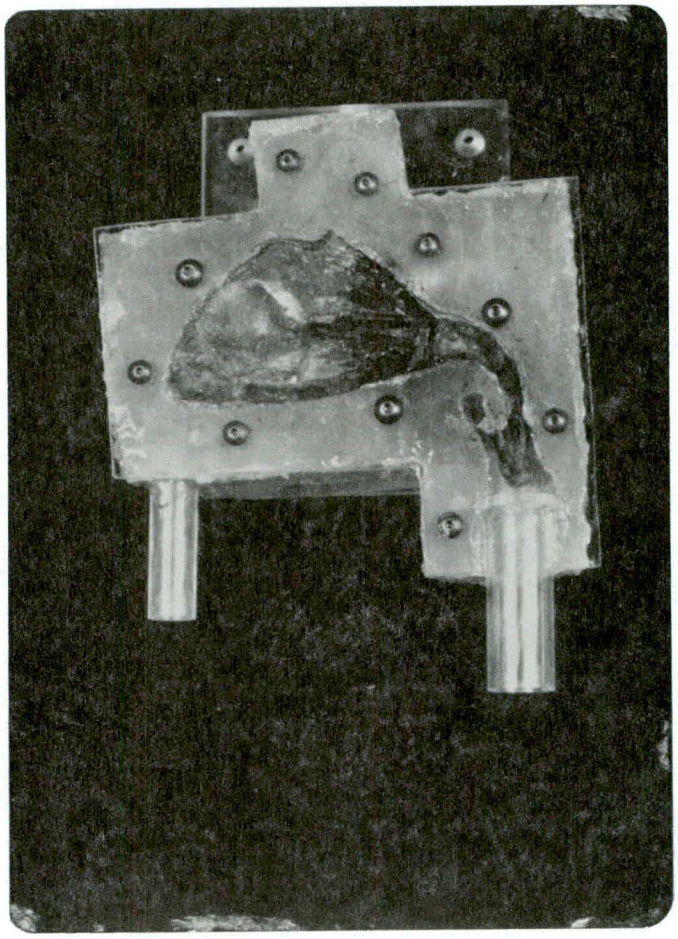


Figure 7 Modèle de bio-plastique

tiliser une seule fosse nasale, à cause des critères requis pour les mesures, implique une cavité avec une entrée et une sortie alors qu'en réalité, on a deux cavités avec leurs entrées respectives, mais dont la sortie est commune. Ceci peut également entraîner des différences de comportement entre le modèle et une fosse humaine.

3.2- Modèle de fosse humaine

Pour la visualisation, on a utilisé, en plus du premier modèle, des fosses nasales humaines prises sur un cadavre. Ces fosses ont été coupées en deux dans le sens de la cloison nasale (de l'avant vers l'arrière de la tête dans un plan vertical) de façon à pouvoir remplacer cette cloison par un moule de bio-plastique pris à partir d'une empreinte de la cloison. Cette fenêtre (figure 8), rendue étanche avec du silicone, permet de visualiser l'écoulement tout en se rapprochant de la réalité pour mieux évaluer le comportement d'un nez normal chez un individu vivant et aussi pour déterminer la valeur qualitative du modèle de bio-plastique.

Un des inconvénients les plus graves rencontrés avec l'utilisation directe de fosses nasales humaines est évidemment le problème de la conservation du modèle lui-même. En effet, il n'est pas possible d'exposer le modèle à l'air libre trop longtemps, sous peine de dégradation biologique et c'est pour cette raison qu'il n'a été utilisé que pour effectuer seulement les essais de visualisation.

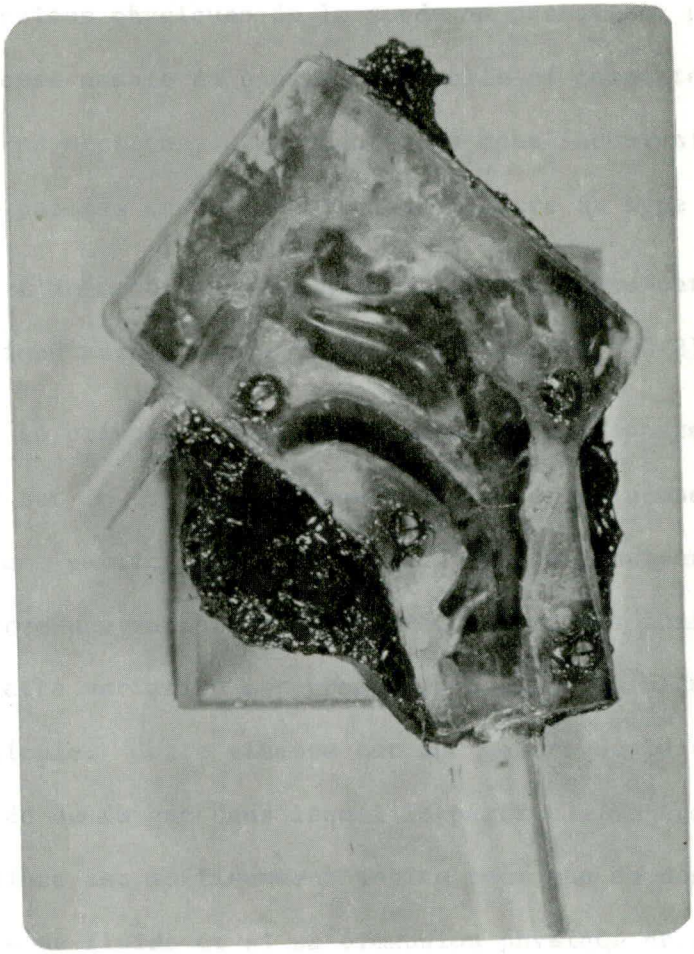


Figure 8 Modèle de fosse humaine

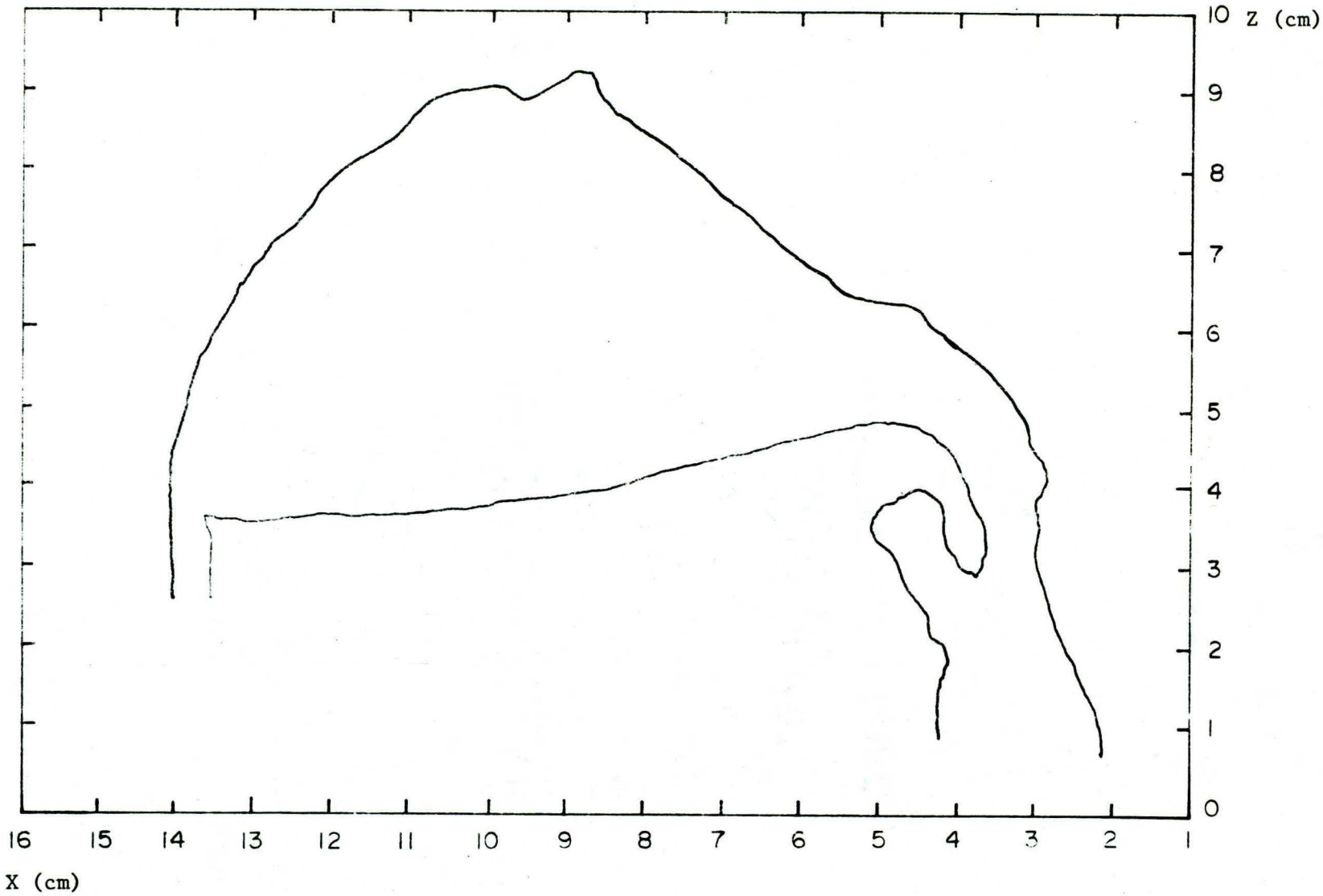
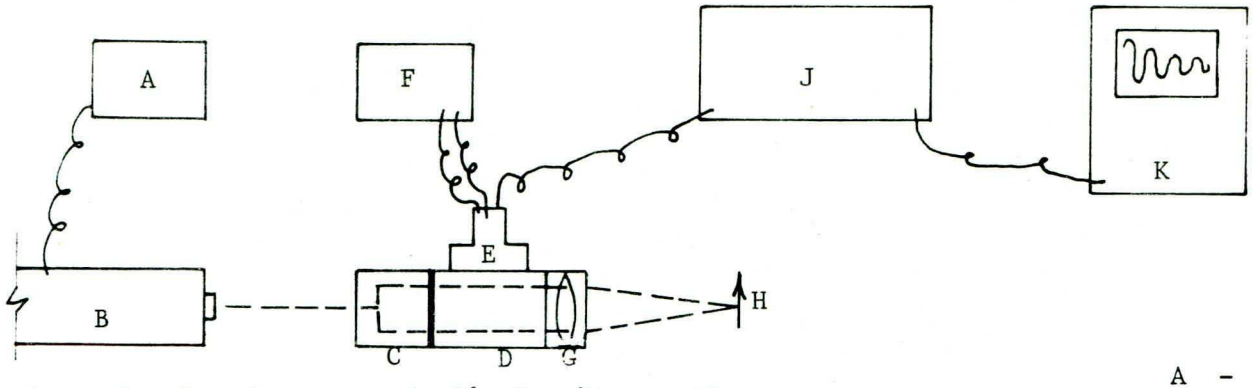
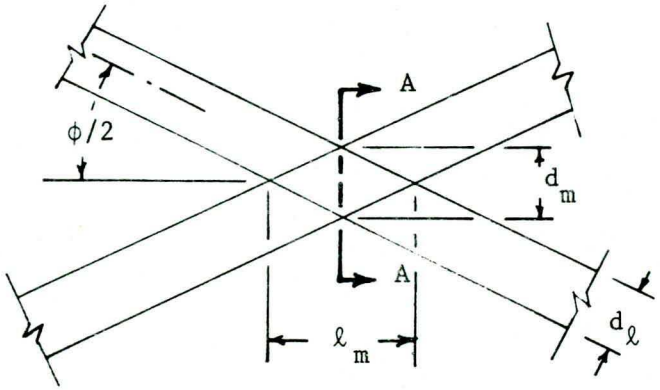
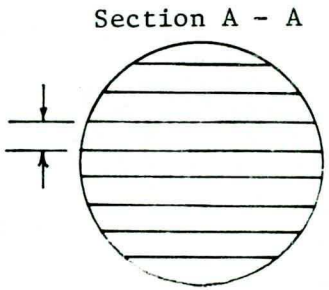


Figure 9 Dimensions du modèle de bio-plastique



I - Système de mesure de l'anémomètre optique





II - Vue agrandie du point de mesure

A - Alimentation pour le laser
B - Laser He-Ne 15 mw
C - Séparateur du faisceau
D - Système de réception du mode "arrière"
E - Photo-multiplicateur
F - Alimentation du photo-multiplicateur
G - Lentille de focalisation
H - Point de mesure
J - Processeur de signaux
K - Oscilloscope

Figure 10 Schéma du laser

minants quant à la qualité du signal obtenu et cette puissance doit être suffisante pour tenir compte des pertes d'efficacité des composantes du système ainsi que de la qualité optique des parois et du fluide.

En second lieu, l'anémomètre est composé d'un système de transmission optique qui permet de séparer la source laser en deux faisceaux d'égale intensité ou en deux faisceaux dont l'un aurait 99% de l'intensité et l'autre 1%. Ce dernier type de séparation est utilisé seulement pour un mode de fonctionnement particulier. Une fois que le faisceau est séparé en deux, une lentille additionnelle sert à les croiser en un point, lequel est l'endroit où la vitesse devra être mesurée. Une bague de rotation du prisme servant à séparer le faisceau en deux permet d'orienter ce dernier dans des plans verticaux, horizontaux ou à 45° de façon à mesurer diverses composantes de vitesse. De cette façon, la vitesse ainsi que son orientation peuvent être déterminées.

Les unités optiques qui perçoivent la variation de fréquence de la lumière diffusée peuvent être situées après le point de mesure lorsque le système fonctionne en mode "avant" (forward scatter mode) ou au-dessus de l'ensemble de transmission si le système fonctionne en mode "arrière" (backscatter mode). En mode "avant", cette unité est constituée d'une lentille qui converge les deux faisceaux de sortie vers un seul point, point où le faisceau entre dans la cellule photo-multiplicatrice. La fonction de cette cellule photosensible est de convertir la variation du signal lumineux en une variation de fréquence. En mode "arrière",

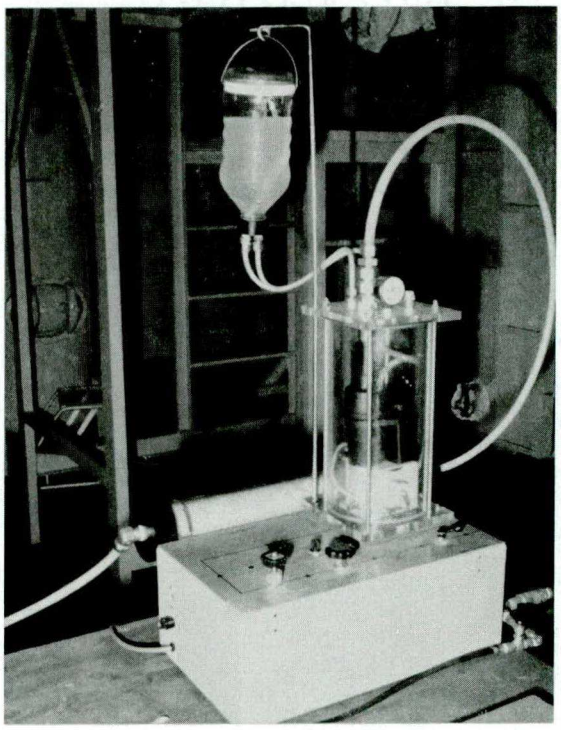


Figure 11 Générateur de particules

liquide. Les vibrations du crystal entrent en contact avec le liquide et causent de petites explosions à sa surface. Il se forme alors un nuage de particules qui est transporté par un écoulement d'air jusqu'à une chambre de séchage où on sèche les particules solides du liquide qu'elles peuvent contenir. On peut ainsi obtenir des particules solides de différents composés (NaCl, C) en aérosol. Ces particules ont des dimensions de l'ordre de 0.1 - 1.0 μm. Le taux de génération de particules est variable ainsi que le débit de l'air dans lequel les particules sont transportées.

Le débit du générateur de particules pouvant varier entre 3 et 30 ℓ/min., il n'était pas nécessaire d'avoir une source d'air additionnelle et l'approvisionnement en air pour le modèle se faisait seulement par cet appareil. Le liquide utilisé pour générer les particules était de l'eau provenant du robinet. Une solution d'eau et de sel a été également utilisée, mais l'amélioration n'était pas tellement significative. L'avantage principal de l'utilisation d'une solution saline est que les particules produites sont de dimensions plus uniformes que celles obtenues avec l'eau du robinet, car les impuretés présentes ne sont pas toutes du même type et de même dimension. Théoriquement, on devrait obtenir une meilleure qualité de signal avec des particules de dimensions uniformes, mais les essais réalisés

avec les deux types de solution ont montré peu d'amélioration significative.

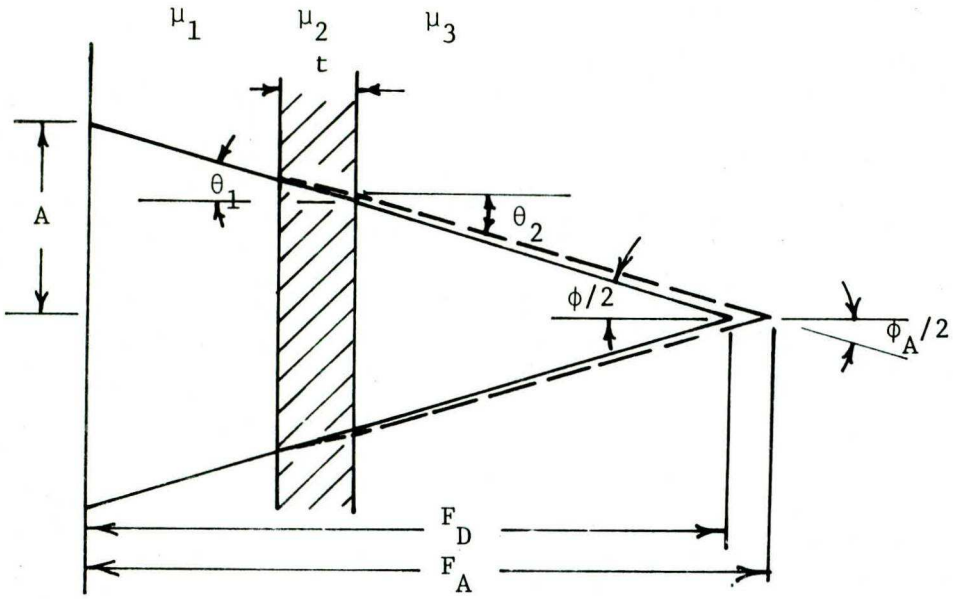
4.3- Avantages & désavantages de l'anémomètre optique

Comme on en a discuté précédemment avec l'anémomètre optique, aucune sonde est nécessaire, donc il n'y a pas de possibilité de perturber l'écoulement, car seul un faisceau lumineux traverse la paroi et le fluide. Ceci permet de faire des mesures à des débits très faibles, dans des fluides chauds, corrosifs ou impropres à l'utilisation d'une sonde.

L'anémomètre optique, de plus, ne requiert aucune calibration avant une utilisation particulière comme dans le cas de l'anémomètre à fil chaud où on est obligé de calibrer pour chaque sonde utilisée. La mesure est directe et la vitesse du fluide peut être évaluée avec l'équation suivante:

$$V = \frac{\lambda f}{2 \sin \phi/2}$$

On voit donc qu'elle dépend seulement de la longueur d'onde λ de la source lumineuse, de l'angle $\phi/2$ qui est le demi-angle de convergence de la lentille et enfin de la fréquence f. Pour un système donné, λ et $\phi/2$ sont des valeurs constantes (pour un laser et une lentille donnés (figure 12)); seul f est variable. Le voltage lu sur l'instrument est en rapport direct avec la fréquence de



F_D = 103.2 mm

t = 1/16 po. = 1.59 mm

A = 25 mm (ou 11 mm)

$\phi/2 = \tan^{-1} \frac{A}{F_D} = 13.6^o$

μ_1 = 1.0 (air)

μ_2 = 1.3 (acrylique)

μ_3 = 1.0 (air)

$\theta_1 = \phi/2$

$\theta_2 = \sin^{-1} \frac{\sin \phi/2}{\mu_2}$

$t/F_D \rightarrow 0$ permet de négliger la variation de F_D

Pour le cas présent, on a:

$\frac{1.59}{103.2} = 0.0154$

Pour $\mu_1 = \mu_3$ $\phi_A = \phi$

$F_A = F_D + t \quad 1 - \frac{\tan\theta_2}{\tan\theta_1}$

F_D (mm)	A (mm)	ϕ (^{o})	F_A (mm)
103.2	25	13.6	103.6
103.2	11	6.1	103.6
242.7	25	5.9	243.1
242.7	11	2.6	243.1

Figure 12 Influence du fluide et de la paroi sur les valeurs de ϕ et de F_D

sorte que la relation de base pour le système est une relation linéaire (figures 13a et 13b). De plus, la mesure de la vitesse est indépendante des propriétés du fluide, telles que température, pression, humidité, etc.... La réponse du système est immédiate, il n'y a aucune adaptation requise ou temps de stabilisation de sorte que l'anémomètre optique peut être utilisé pour des études dynamiques de façon beaucoup plus efficace que l'anémomètre à fil chaud. Enfin, le volume de mesure est comparable à celui de l'anémomètre à fil chaud.

Un des inconvénients à utiliser cet appareil est que la vitesse mesurée est celle des particules présentes dans le fluide et il faut donc s'assurer que celles-ci soient de dimension homogène, d'une densité comparable à celle du fluide de façon à ce qu'elles aient la même vitesse en grandeur et en direction que ce dernier. La dimension des particules ne doit pas excéder une certaine valeur qui est la distance entre les franges créées par les zones de haute intensité lumineuse (lorsqu'une particule n'est pas présente) et les zones de faible intensité (lorsqu'une particule est présente) (figure 10). Si, par exemple, une particule diffuse la lumière et que sa dimension est plus grande que la distance d_f, alors la cellule photo-multiplicatrice est incapable de la discerner. La dimension de la particule doit être du même ordre de grandeur pour que le signal dû à cette particule (sa vitesse) soit valide. Une conséquence de ce

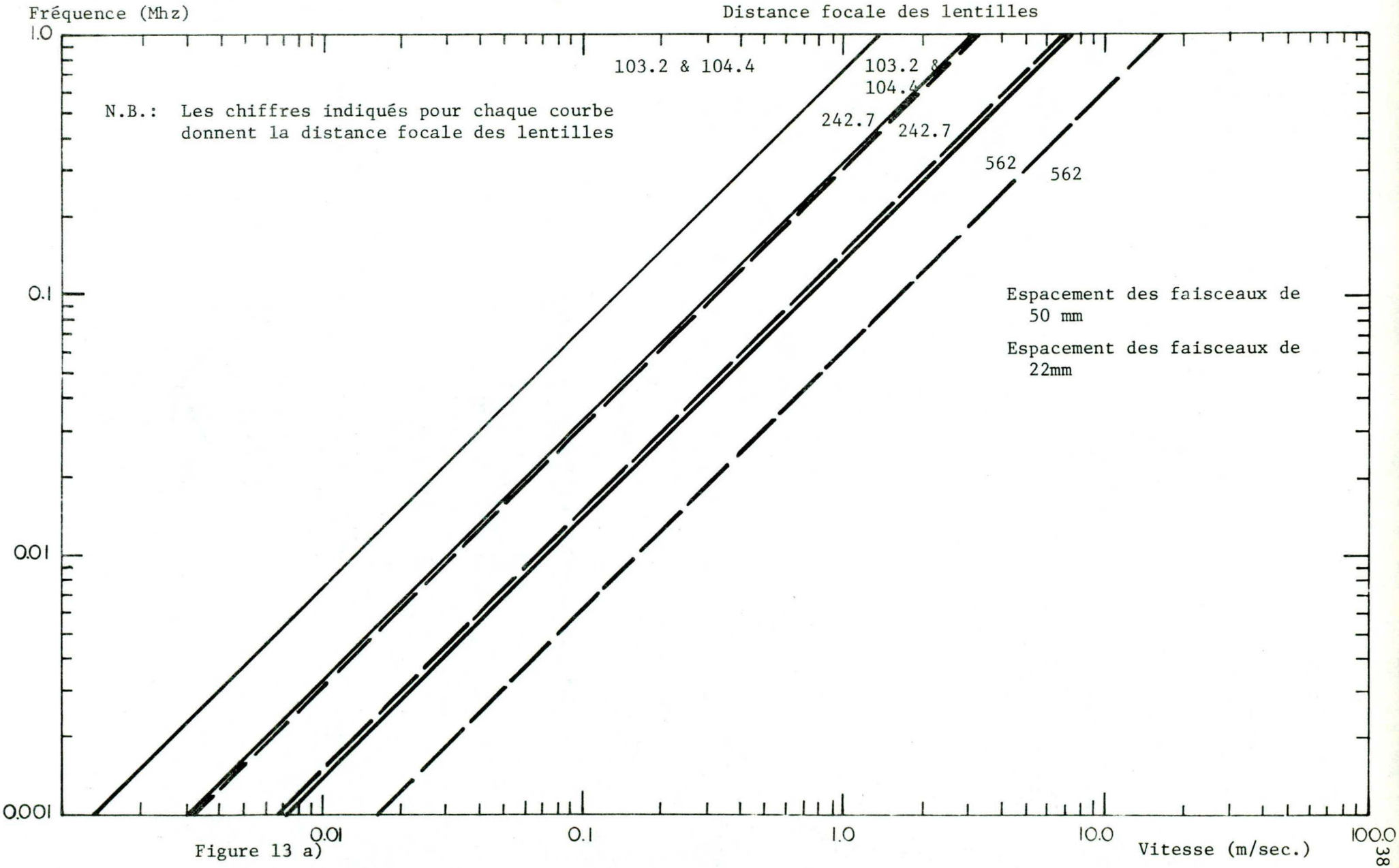

Fréquence (Mhz)
Distance focale des lentilles
1.0
0.1
0.01
0.001
0.01
0.1
1.0
10.0
100.0
Vitesse (m/sec.)
103.2 & 104.4
103.2 &
104.4
242.7
242.7
562
562
N.B.: Les chiffres indiqués pour chaque courbe donnent la distance focale des lentilles
Espacement des faisceaux de 50 mm
Espacement des faisceaux de 22mm

Figure 13 a)

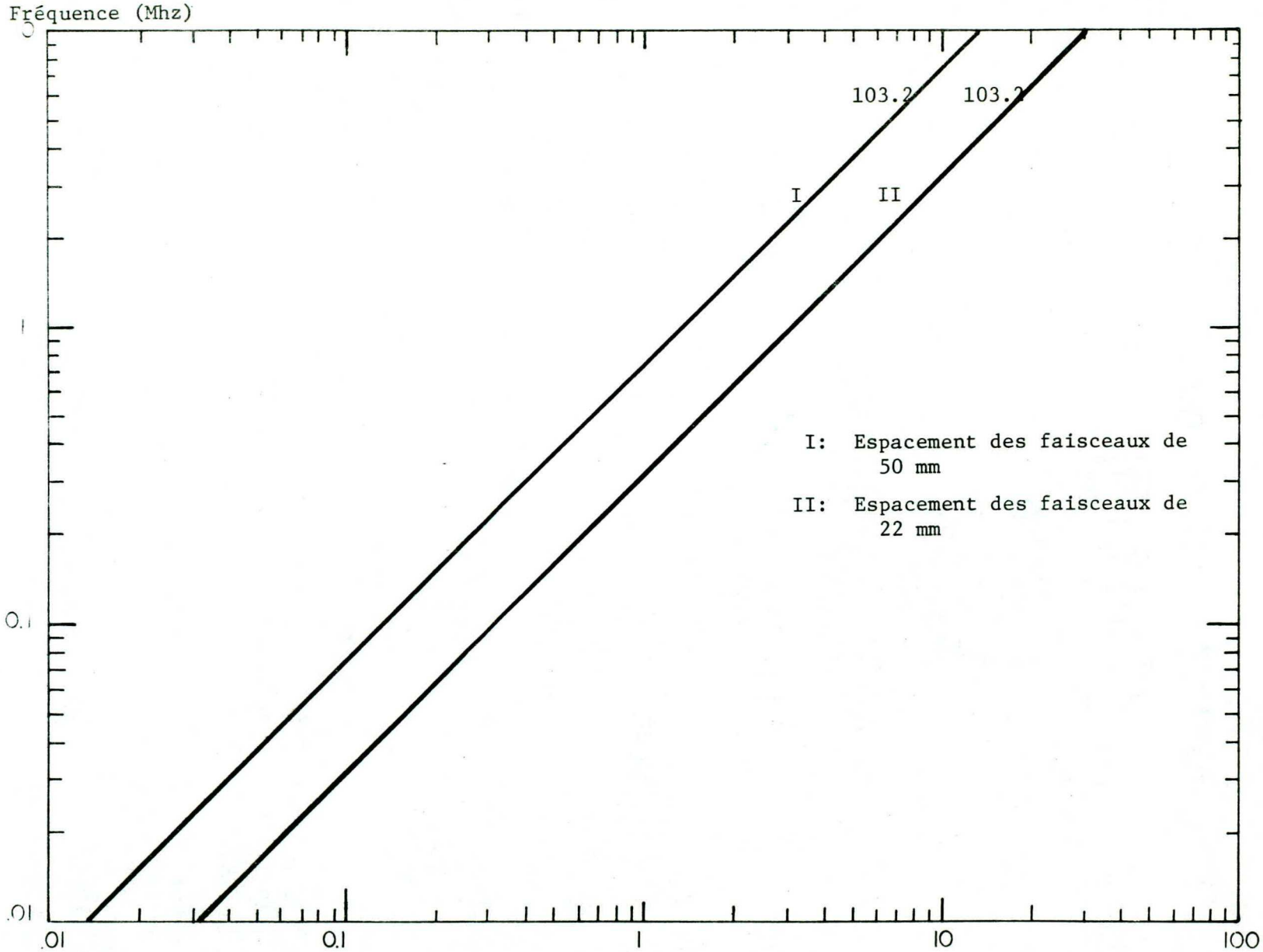

Fréquence (Mhz)
5
1
0.1
.01
.01
0.1
1
10
100
103.2
103.2
I
II
I: Espacement des faisceaux de 50 mm
II: Espacement des faisceaux de 22 mm
Vitesse (m/sec.)

Figure 13 b)

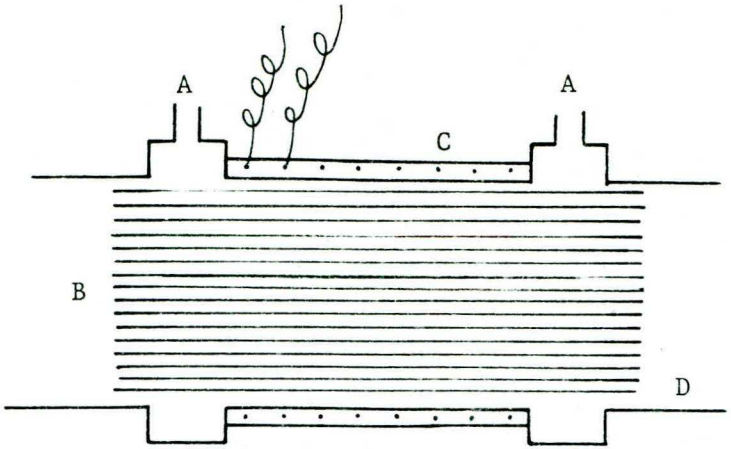
premier inconvénient est que le signal est fondamentalement discontinu; ceci implique qu'il faut s'assurer d'avoir une quantité suffisante de particules pour rendre le signal obtenu le plus continu possible. Un autre inconvénient à utiliser l'anémomètre optique est que le volume de mesure limite la résolution du système lorsqu'on mesure une vitesse et que soudainement un changement abrupt de vitesse se produit ou lorsqu'on mesure la turbulence. La mesure de turbulence est limitée par certaines conditions, telles que grosseur du volume de mesure et les sources de bruit; dépendant de ces conditions, qui ne peuvent être facilement évaluées, il se peut que la mesure de turbulence ne puisse être réalisée de façon simple. Des techniques visant à optimaliser le fonctionnement de l'anémomètre optique doivent alors être utilisées.

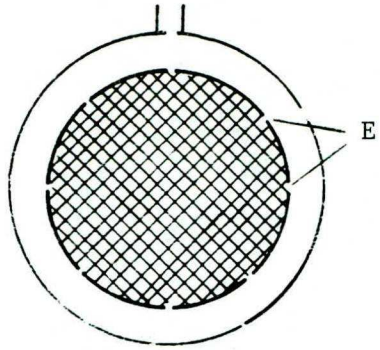
5.- APPAREILLAGE AUXILIAIRE

5.1- Débitmètre

La mesure du débit se fait à l'aide d'un pneumotachographe (figure 14) dont le principe de mesure se base sur le fait que, pour un écoulement laminaire, le débit est proportionnel à la perte de charge par unité de longueur. En mesurant la différence de pression statique entre 2 points d'un conduit, on peut ainsi évaluer le débit qui y passe. Pour éviter toute turbulence et pour répartir l'air sur toute la surface du conduit, on utilise une grille genre "nid d'abeilles". La mesure de pression se fait sur toute la circonférence de sorte que la perte de charge est répartie tout autour du conduit. De plus, un élément chauffant permet d'éviter l'accumulation possible d'eau due à l'humidité de l'air expiré lorsque cet appareil est utilisé sur des patients.

La grille présente dans le conduit permet de créer une perte de charge similaire à celle d'une tuyère. Cependant, l'avantage de cet appareil par rapport à la tuyère est que la mesure de débit peut se faire dans les deux sens, ce qui fait qu'on peut mesurer le débit aussi bien en expiration qu'en inspiration; sa simplicité de construction ainsi que l'absence de pièces mobiles en font un appareil très fiable, car la calibration initiale ne change pas à moins d'une obstruction quelconque qui aurait pour effet de diminuer la surface disponible. Il constitue donc un appareil plus fiable que le débitmètre à turbine qui est susceptible de se





A - Prises de pression

B - "Nid d'abeilles"

C - Elément chauffant

D - Conduite en acier inoxydable

E - Trous pour répartir la pression

Figure 14 Schéma d'un pneumotachographe

briser mécaniquement ou électriquement, ce qui pourrait entraîner un changement de calibration.

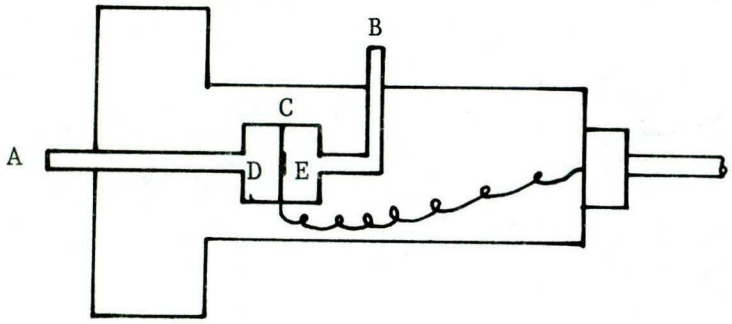
5.2- Electromanomètres

Les électromanomètres utilisés pour mesurer le débit ainsi que la perte de charge entre l'entrée et la sortie de la fosse nasale sont du type différentiel (Statham PM 5 TC et PM 15 E) et leurs capacités sont respectivement ± 28 mm H_2O et ± 106 mm H_2O. Chaque électromanomètre (figure 15) se compose de deux chambres qui sont utilisées simultanément pour obtenir une différence de pression. Ces deux chambres sont séparées par une mince membrane métallique, laquelle se déforme sous l'effet d'une pression. Cette déformation est mesurée par un ensemble de jauges de contraintes assemblées en un pont de Wheatstone, lequel est alimenté à voltage constant en mode direct (DC). L'avantage principal de cette configuration est qu'elle permet théoriquement d'avoir un signal de sortie nul lorsque la différence de pression est nulle. Pour une différence de pression donnée, la membrane se déforme, ce qui cause une déformation des jauges qui résulte en un débalancement du pont, car deux jauges subissent une pression positive alors que les deux autres subissent une pression négative. Le résultat final est la génération d'un voltage aux bornes de sortie du pont, le voltage étant en relation linéaire avec la perte de pression.

Caractéristiques nominales

Alimentation	5 volts
Voltage de sortie	25 mv max.
Impédance d'entrée	350 Ω
Impédance de sortie	350 Ω
Résolution	infinie
Non-linéarité et hysteresis	±0.5% full scale

I - Représentation physique



A - Entrée pour la pression positive

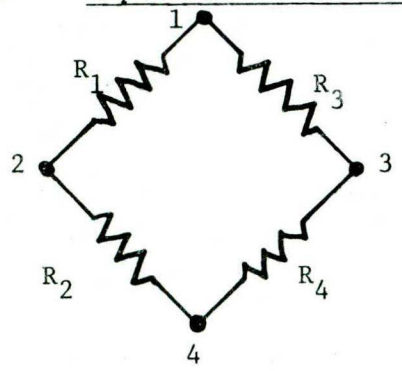
B - Entrée pour la pression négative

C - Membrane métallique

D - Chambre de pression

E - Chambre de pression

II - Représentation électrique



$R_1 = R_3$

$R_3 = R_4$

Alimentation: bornes 1 & 4

Signal de sortie: bornes 2 & 3

Figure 15 Schéma d'un électromanomètre

Un tel arrangement comporte les inconvénients de générer un voltage de sortie faible, d'obtenir un certain débalancement du pont, dû aux faibles variations dans les résistances des jauges du pont de Wheatstone et de provoquer des faibles déformations permanentes de la membrane. Il en résulte, pour une différence de pression nulle, un certain voltage (zero offset) qui souvent ne peut être négligé. Comme on en discutera plus loin, ces inconvénients peuvent poser certains problèmes.

5.3- Amplificateurs

Le signal de sortie d'un électromanomètre est un voltage assez faible; lorsque l'électromanomètre est utilisé dans un intervalle de pression situé dans les premiers 25% de sa capacité, le voltage généré n'est que de quelques millivolts. Il faut donc amplifier ce signal si on veut pouvoir l'utiliser aisément avec un enregistreur à ruban ou un enregistreur magnétique analogique. De plus, à cause de la déformation résiduelle de la membrane ainsi que du débalancement du pont de Wheatstone, il faut prévoir un circuit de compensation de façon à pouvoir obtenir un voltage de sortie nul pour une différence de pression nulle. Finalement, on doit aussi avoir un circuit d'excitation pour les électromanomètres. Le conditionneur de signal Statham modèle SC 1100 est un appareil qui permet de remplir toutes ces exigences en même temps. Le circuit d'alimentation excite les électromanomètres

à 5 volts DC; un potentiomètre permet de régler le zéro et un autre règle la sensibilité. Le voltage de sortie ainsi obtenu peut avoir un maximum de 10 volts et ce conditionneur peut s'utiliser avec tout électromanomètre qui requiert une excitation DC de 5 volts. La capacité maximum de tout électromanomètre peut avoir un voltage équivalent maximum de 10 volts.

L'ensemble du système électromanomètre - conditionneur de signal devrait fournir un signal stable et proportionnel à la différence de pression, mais, cependant, plusieurs problèmes peuvent apparaître, comme on va en discuter plus tard.

III- TECHNIQUE EXPERIMENTALE ET PROBLEMES ASSOCIES

1.- DETERMINATION DU DEBIT DE MESURE

Le débit requis pour les études en régime permanent est basé sur les données physiologiques que l'on rencontre dans les manuels traitant de physiologie respiratoire. Le volume d'air inspiré par un adulte normal se situe entre 10 et 12 cm^3 d'air par kg de poids corporel; pour un poids moyen de 70 kg, on a donc un volume de 700 à 840 cm^3 d'air inspiré par les 2 narines. Pour une fréquence respiratoire de 10 à 14 resp./min., on aura donc un débit de 3500 à 5880 cm^3/min. par narine. Ceci correspond pour la limite supérieure à un débit permanent de:

$$5880 \frac{cm^3}{min.} \times \frac{1 \text{ min.}}{14 \text{ resp.}} \times \frac{1 \text{ resp.}}{60 \text{ sec.}/14 \times 2} = 196 \frac{cm^3}{sec.} \quad \text{ou} \quad 11.76 \frac{\ell}{min.}$$

Pour la limite inférieure, on obtient similairement un débit de 7 ℓ/min.. On peut vérifier ces résultats en les comparant aux valeurs cliniques obtenues par Bilgen et al. (4). On peut considérer en général deux débits; l'un correspondant à un débit instantané maximum et l'autre constituant un débit moyen permanent calculé à partir de la fréquence respiratoire et de la surface comprise sous la courbe débit versus temps. Les valeurs trouvées pour une seule narine sont respectivement de 18 ℓ/min., pour le débit instantané maximum et de 13.5 ℓ/min., pour le débit moyen permanent. Ces valeurs, quoique assez approximatives, permettent de connaître l'ordre de grandeur des débits rencontrés en respiration normale, au repos.

On a choisi de faire les mesures de vitesse en utilisant un débit d'air moyen dans le modèle de 10 ℓ/min.. Par la suite, on se propose d'effectuer d'autres mesures pour des débits allant jusqu'à 30 ℓ/min., afin de voir l'effet de ce paramètre sur les profils de vitesse.

2.- CHOIX DES SECTIONS DE MESURE

Etant donné que c'est la première fois que ce genre de mesure est effectué sur une fosse nasale et qu'aucune section standard est définie, le choix des sections de mesure a été guidé par les raisons suivantes:

- on sait que la région de la valve est un endroit ayant une certaine importance physiologique. Il est donc impératif de déterminer la nature de l'écoulement de l'air à cette section. De plus, étant donné que la fonction aérodynamique des cornets n'a pas encore été étudiée de façon expérimentale, il est souhaitable de mesurer les vitesses avant, au centre et à l'arrière de ceux-ci. La dernière section considérée est située à l'arrière de la fosse nasale, immédiatement avant que le flot d'air entre dans le nasopharynx. On peut voir la localisation physique de ces sections de mesure sur la figure 16. Pour chaque débit, on a donc fait des mesures en inspiration et en expiration à 5 sections différentes.

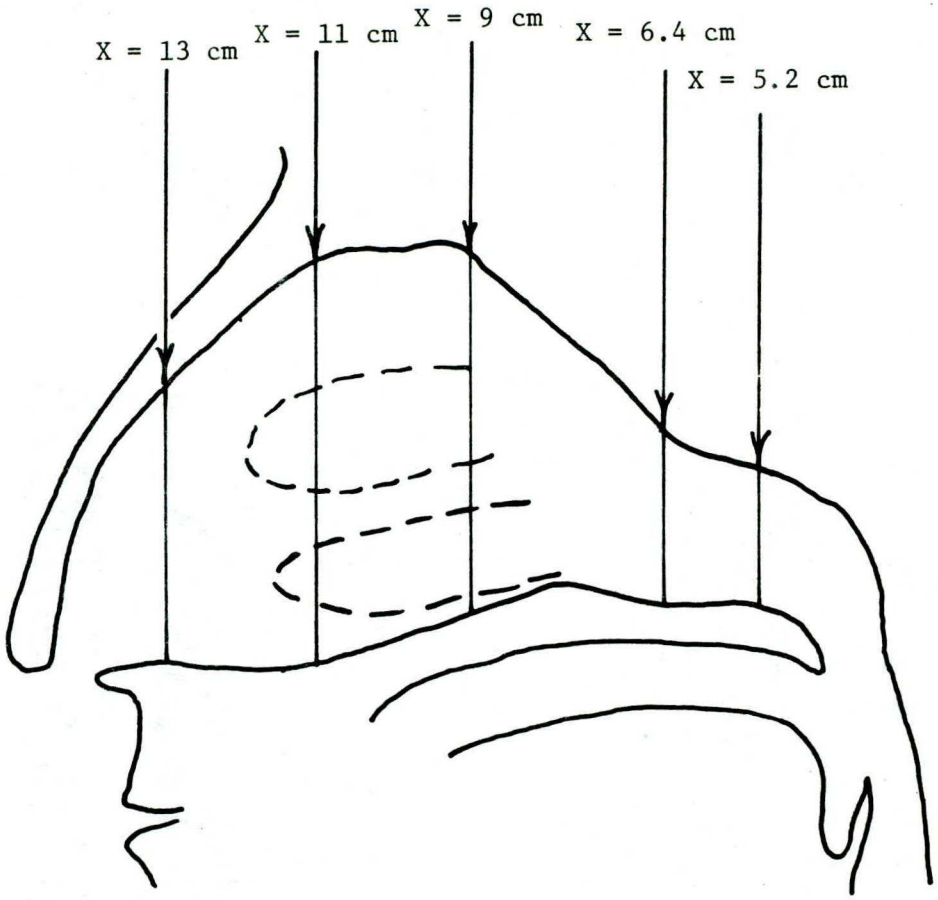


Figure 16 Position des sections de mesure

3.- PROBLEMES ASSOCIES A LA MESURE DU DEBIT ET DE LA PRESSION

Au début du projet, deux électromanomètres étaient disponibles; l'un était un Statham PM 15 TC d'une capacité de ± 106 mm H_2O et l'autre était un CJVR d'une capacité de ± 705 mm H_2O. Etant donné que la perte de charge dans le modèle est de l'ordre de 1 - 2 mm H_2O et que, pour un débit de 10 ℓ/min., on a une différence de pression d'environ 0.5 mm H_2O pour le pneumotachographe, le pourcentage d'erreur des instruments est du même ordre de grandeur que les valeurs mesurées. La capacité de l'électromanomètre CJVR ± 1 psig était beaucoup trop grande, de sorte qu'un autre électromanomètre de petite capacité s'est avéré nécessaire.

Les électromanomètres utilisés sont les modèles PM 15 TC (± 106 mm H_2O) et PM 5 E (± 28 mm H_2O) de la compagnie Statham. Deux amplificateurs Statham SC 1100 sont couplés de façon à amplifier les signaux de sortie. Un des problèmes que l'on rencontre avec ces appareils est qu'ils sont sensibles à la fréquence du secteur (60 hz), i.e. que même sans aucun signal de pression, on observe une fluctuation du signal de sortie. Etant donné que les pressions mesurées sont très faibles par rapport à la capacité des électromanomètres, il fallait donc éliminer ces fluctuations. Un filtre électronique de type passe-bas, a été construit à cette fin, de façon à éliminer le 60 hz. La fréquence de coupure du filtre a été choisie à 10 hz. De cette façon, l'amplitude du signal de sortie est peu diminuée et toutes les composantes de fréquence du signal sont conservées, étant donné que le système opère en régime

permanent (DC). Un deuxième problème que l'on est susceptible de rencontrer est que l'un des deux électromanomètres n'est pas compensé pour les variations de température, mais on peut pallier à cet inconvénient en faisant en sorte que la température de la pièce demeure assez constante et en acceptant une certaine marge d'erreurs.

Somme toute, les problèmes associés à la mesure du débit et de la pression sont des problèmes principalement causés par le fait que les électromanomètres disponibles étaient d'une capacité un peu trop grande.

4.- PROBLEMES ASSOCIES A LA MESURE DE VITESSE DANS LA FOSSE NASALE

4.1- Caractéristiques inhérentes de l'anémomètre optique

On peut rencontrer plusieurs problèmes qui proviennent de l'ensemble anémomètre optique - générateur de particules. Le processeur de signaux de l'anémomètre requiert une qualité de signal assez constante, i.e. qu'il faut que le signal soit le plus continu possible. Pour se faire, il faut donc que le générateur de particules génère suffisamment de particules pour que le signal puisse être considéré continu. Avec le système utilisé, dans nos conditions, on n'arrive jamais à obtenir un signal bien continu, i.e. que l'appareil ne génère pas assez de particules. La quantité de particules générées est en relation directe avec le débit ainsi qu'avec la propreté du système. A 10 ℓ/min., la quantité de particules est suffisante pour qu'on puisse mesurer convenablement la vitesse en un point, mais des essais à 30 ℓ/min. démontrent que la quantité de particules est insuffisante. Il faudra donc penser à améliorer ce générateur pour les études à ce débit. Finalement, on peut noter qu'une très faible amélioration a été apportée en utilisant une solution d'eau distillée et de sel au lieu d'une solution d'eau du robinet.

4.2- Influence du fluide et de la paroi

En changeant de milieu, la source lumineuse subit un changement de trajectoire chaque fois que la source pénètre dans un milieu qui est optiquement différent du milieu précédent.

Il peut en résulter des variations du demi-angle entre les 2 faisceaux au point de convergence ainsi que des variations de distance focale. Comme nos mesures se font dans l'air, seule la paroi peut faire varier la distance focale, dépendant de son épaisseur, le demi-angle demeure donc constant pour un arrangement donné et aucune correction pour l'angle est requise (figure 12).

4.3- Choix du matériau de la paroi

La qualité optique du matériau qui constitue la paroi peut avoir une certaine importance quant à la qualité du signal de mesure. Le matériau doit atténuer la source lumineuse le moins possible, ses qualités optiques doivent être uniformes de même que l'épaisseur de la paroi. Les réflexions dues à cette paroi doivent être faibles, car elles constituent une source de bruit additionnel qui peut gêner au bon fonctionnement du système. L'acrylique a été choisi parce que ses qualité optiques sont comparables au verre et que, de plus, il peut subir de plus grandes déformations que ce dernier, sans se briser. Ces déformations peuvent être causées par les contraintes aux points d'attache ainsi que par le fait que la surface du modèle n'est pas parfaitement plane.

Une autre source de bruit provient de la paroi de forme quelconque, située en arrière du point de mesure. Cette surface non uniforme doit être opaque de façon à minimiser les réflexions possibles qu'elle pourrait émettre. Elle a

été rendue opaque en y appliquant une couche de peinture noire à fini mat.

4.4- Technique utilisée pour résoudre ces problèmes

La seule façon d'avoir une bonne qualité de signal consiste à utiliser les instruments et le modèle dans des conditions presque parfaites. La propreté des éléments optiques de l'anémomètre ainsi que du modèle est un facteur très important; donc tout au long des expériences, il faut nettoyer souvent les éléments optiques et le modèle. Les différents ajustements des lentilles et des appareils de réception doivent être vérifiés constamment pour s'assurer que les conditions soient optimales. A mesure que les expériences progressent, la qualité et la quantité de particules générées diminuent; il faut donc nettoyer souvent le générateur de particules.

5.- INTEGRATION DU SYSTEME DE MESURE DANS SON ENSEMBLE

Le système montré dans la figure 5 a été utilisé pour mesurer la vitesse de l'air dans une section quelconque de la fosse nasale. Le support employé (figure 17) pour tenir l'ensemble laser - système optique permet d'avoir un système de référence pour les 3 axes de direction. Il s'agit d'une table comportant 3 verniers millimétriques ayant une précision de ± 0.0005 mm. Avec ce support, on peut donc mesurer la fosse nasale et fixer le faisceau du laser à un endroit très précis (figure 18).

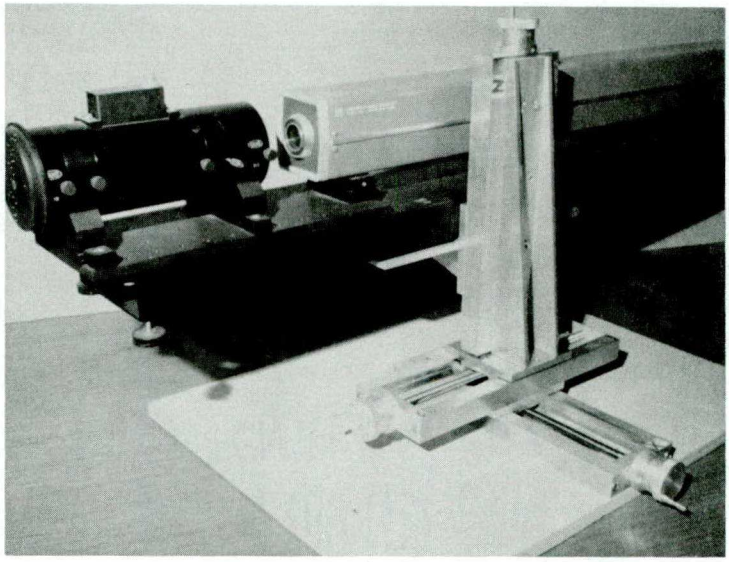


Figure 17 Support gradué

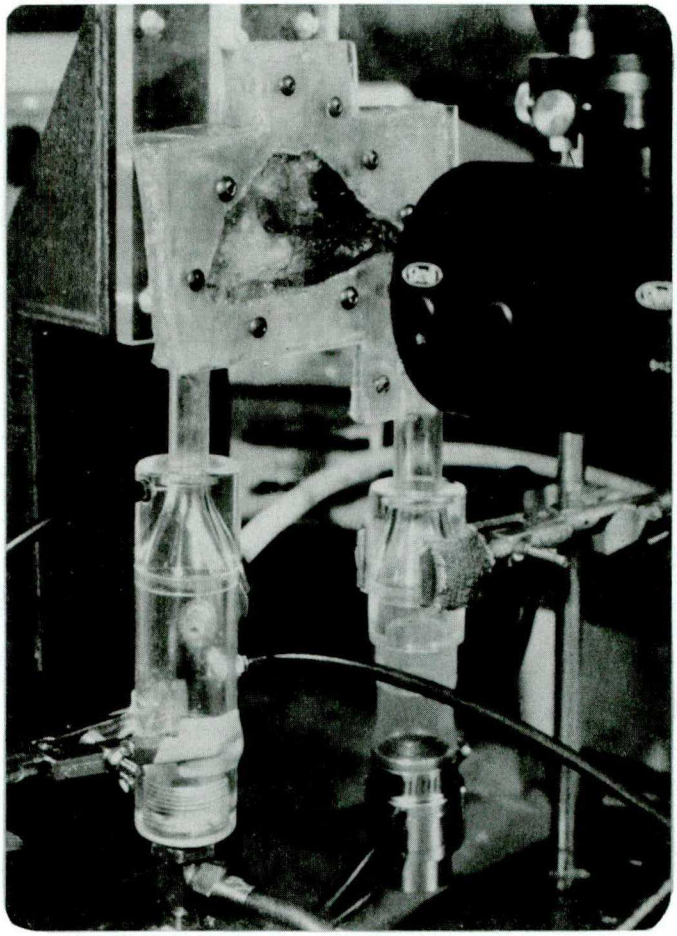


Figure 18 Détail du montage laser - modèle

6.- METHODE DE VISUALISATION DE L'ECOULEMENT

Des essais ont été réalisés en vue de visualiser l'écoulement de l'air dans les fosses nasales. La technique consistait à déposer une mince couche d'un mélange liquide-solide sur la paroi interne de la cloison nasale et de faire passer un débit d'air donné dans le modèle. Divers mélanges liquide-solide ainsi que diverses compositions; des mélanges d'huile, de varsol et de poussière utilisée lors d'essais de filtre à air ont été essayés en variant les proportions des divers constituants, cependant, les résultats obtenus n'étaient pas satisfaisants car la poussière utilisée ne permettait pas de bien distinguer les régions de haute vitesse par rapport aux régions de faible vitesse.

Un deuxième type de mélange a été utilisé; la poussière fut remplacée par du graphite et la proportion de varsol dans le mélange a été augmentée de façon à rendre le mélange moins visqueux. Les résultats obtenus étaient, cependant, comparables aux précédents.

Un troisième essai basé sur la méthode dite "China Clay method" a donc été réalisé (21). La méthode consiste à déposer un mélange d'eau, de glycérol, d'acétone et de kaoline (China Clay) sur le paroi à étudier; on laisse sécher le mélange, ce qui fait que l'on obtient une mince couche blanche non poussiéreuse. Lors d'un essai, il s'agit d'envoyer sur ce mélange séché, du nitrobenzène par atomisation (spray) de façon à obtenir une couche humide uniforme. Ensuite, on fait circuler l'air dans le modèle. A cause du faible

débit auquel les essais devaient être réalisés, les résultats se sont malheureusement avérés insatisfaisants.

A la suite des résultats négatifs obtenus avec la méthode de visualisation dans l'air, des essais de visualisation dans l'eau furent entrepris. Le débit d'eau utilisé devait correspondre au débit d'air physiologique et le rapport entre les deux débits a été déterminé en utilisant le principe de similarité. Selon ce principe, pour avoir des écoulements similaires, il faut que les nombres de Reynolds soient les mêmes, i.e. on désire:

$$Re_{AIR} = Re_{EAU}$$

dans lequel

$$Re = \frac{VD}{\nu}$$

mais

$$Q = AV = \frac{\pi D^2 V}{4}$$

et

$$D_{AIR} = D_{EAU}$$

de sorte que

$$\frac{Q_{AIR}}{Q_{EAU}} = \frac{\nu_{AIR}}{\nu_{EAU}}$$

Ce rapport peut varier de 10 à 19 pour des températures comprises entre 10°C et 30°C, mais ce rapport n'est utilisé que pour déterminer le débit auquel les expériences avec l'eau devront être réalisées. Ainsi, pour un débit d'air de 10 ℓ/min. à 30°C, on aura un débit d'eau d'environ 0.5 ℓ/min. à 30°C ou de 0.33 ℓ/min. à 10°C.

Le montage utilisé pour ce type d'expérience constituait en un réservoir d'eau situé à un niveau plus haut que le modèle car les débits d'eau requis étaient suffisamment petits pour utiliser ce système. Une petite pompe servait, au départ, à remplir le système et le débit était mesuré en prenant le poids d'eau écoulé en un temps donné.

Pour la visualisation dans l'eau, on a utilisé quelques liquides-traceurs, tels le permanganate de potassium ($KMnO_4$), le tétrachlorure de carbone (CCL_4) mélangé au nitrobenzène et le lait. Alors que l'on pouvait voir les lignes de courant avec tous ces traceurs, seul le lait permettait d'obtenir un contraste suffisant pour obtenir de bonnes photographies.

Le lait a été injecté principalement à l'entrée de la fosse nasale pour l'inspiration et à la sortie pour l'expiration. L'injection du lait se faisait avec une seringue reliée à une pompe qui permettait de varier la quantité de lait injecté selon la quantité d'eau qui passait dans le modèle. D'autres endroits pour injecter le lait ont été utilisés, notamment dans l'attique, par le dessus de la fosse nasale ainsi que par l'arrière de la fosse nasale au début du rhino-pharynx.

$$Re = \frac{\overline{V}\ De}{\nu} \qquad \text{où } \nu = \text{viscosité de l'air en } cm^2/sec.$$

Par la suite, les profils de vitesse sont tracés sous une forme traditionnelle (V, Y, Z).

1.2- Caractéristiques de l'écoulement

Pour un débit permanent nominal de 10 ℓ/min., il a été trouvé que la perte de charge était d'environ 1.5 mm H_2O entre l'entrée et la sortie de la fosse nasale. On a aussi mesuré les champs de vitesse à cinq sections en écoulement inspiratoire et à trois sections en écoulement expiratoire. Les paramètres caractérisant les sections mesurées et l'écoulement sont donnés dans la table I. Les profils de vitesse pour 4 des 7 sections sont montrés dans les figures 19, 20, 21, 22.

SECTION X (cm)	PHASE [1]	HAUTEUR TOTALE Z (cm)	LARGEUR MOYENNE $\bar{Y}$ (cm)	SURFACE TOTALE A (cm^2)	VITESSE MOYENNE $\bar{V}$ (cm/sec.)	VITESSE MAXIMUM [2] V_{MAX} (cm/sec.)	NOMBRE DE REYNOLDS Re
5.2*	I	1.17	0.733	0.854	197	277	2390
6.4	I	2.44	0.960	2.34	73	115	1360
9.0	I	4.00	0.630	2.52	62	140	904
[3] 11.0	I	4.71	0.632	2.98	67	115	996
13.0	I	3.06	0.614	1.88	96	222	1319
6.4	E	2.21	1.013	2.24	69	217	1410
[3] 11.0	E	4.97	0.533	2.65	59	139	766
13.0	E	3.05	0.621	1.89	83	144	1160

* Voir Appendice I

1 I dénote l'inspiration et E l'expiration.

2 Cette vitesse est la vitesse maximum rencontrée en un point de la section. Elle est incluse dans cette table seulement à titre indicatif comme ordre de grandeur.

3 Les différences entre l'inspiration et l'expiration quant aux valeurs sont expliquées à la section suivante.

1.3- Sources d'erreurs

Comme on peut le voir à la table I (à X = 11 cm), on note des différences quant aux dimensions et ceci entraîne pour la surface des variations de l'ordre de ± 6% environ. Ces variations proviennent du fait que les limites de la fosse nasale ne sont pas parfaitement définies et l'on doit accepter une certaine marge d'erreurs, étant donné qu'il s'agit d'un modèle provenant d'une empreinte prise sur un organe humain et que ce modèle n'a subi aucune correction mécanique telle qu'usinage ou autre. De plus, étant donné que le dimensionnement a été fait avec le rayon laser et son support gradué, certaines erreurs ont pu être introduites à cause de la dimension physique du rayon ainsi que du jeu mécanique qui peut exister dans le support gradué.

D'autres erreurs ont été introduites par la méthode utilisée pour le traitement des données telles que l'évaluation de la surface à l'aide du planimètre ainsi que le traçage des courbes. Une façon de vérifier si les mesures prises étaient valables était de comparer le débit calculé avec le débit mesuré par le pneumotachographe; si les deux débits étaient semblables à 10% près, on acceptait la série de mesures, sinon on recommençait les mesures. Cette méthode est utilisée parce que, même avec toutes les précautions prises pour mesurer, il subsiste toujours un doute quant à la validité du signal capté par l'anémomètre optique et quant à la mesure du débit par le pneumotachographe.

La précision que l'on doit considérer dans ce genre d'expérience a une importance relative, car ce qu'on désire ce n'est pas d'avoir des valeurs ayant une précision absolue, mais plutôt des valeurs-guides permettant de connaître le comportement général de la fosse nasale du point de vue aérodynamique. Cet argument est supporté par le fait que les mesures se font sur un modèle et que celui-ci comporte certaines erreurs. De plus, en réalité, on constate que des variations de dimensions et d'architecture interne beaucoup plus importantes que des erreurs de mesures peuvent être rencontrées d'un type de fosse nasale à l'autre. La précision des mesures revêt donc une importance relative quand on prend en considération tous ces facteurs.

2.- VISUALISATION

Les résultats obtenus pour les lignes de courant à l'aide de la visualisation montrent que le modèle représente assez bien ce qui se produit dans une fosse nasale humaine, mais que les phénomènes se produisent à des débits plus faibles que les débits utilisés par Masing (15) et Proetz (18). Cette constatation s'explique par le fait que la dimension de la fosse nasale de notre modèle est sans aucun doute différente de celles utilisées par ces deux auteurs. De plus, aucune information n'est connue quant à la phase du cycle nasal (degré de dilatation des parois et des cornets) pour notre modèle et ceux utilisés par Masing & Proetz.

Tel que décrit par Masing, on n'a pas observé de boucle de courant pour le sens expiratoire de l'écoulement alors que Proetz ainsi que les auteurs de livres traitant de physiologie nasale mentionnent une boucle de courant qui se produirait au centre de la fosse nasale (figure 3). Quelques photographies des lignes de courant sont montrées aux figures 23-26 et à partir des différents débits utilisés, les lignes de courant observées ont été tracées sur la figure 27.

V- CONCLUSIONS ET RECOMMANDATIONS

1.- CONCLUSIONS

Cette investigation a permis d'ajouter aux connaissances actuelles du fonctionnement du nez une mesure additionnelle qui montre l'importance de l'aérodynamisme nasal. En effet, avant cette étude, on ne savait pas de quelle façon se distribuait l'écoulement de l'air d'un point de vue quantitatif dans la fosse nasale. Ces mesures permettent de connaître l'ordre de grandeur des vitesses ainsi que du nombre de Reynolds rencontrés dans le nez. Ainsi, il est permis de conclure que, pour le modèle, l'écoulement à 10 ℓ/min. n'est pas complètement turbulent, mais est plutôt un mélange de régime laminaire et transitoire.

2.- RECOMMANDATIONS

A la lumière des premiers résultats obtenus sur l'écoulement de l'air dans un nez, il serait intéressant de faire les mesures suivantes:

1°- mesurer les profils de vitesse en inspiration et en expiration à 30 ℓ/min.;

2°- mesurer la variation de vitesse aux endroits critiques de la fosse nasale pour le régime transitoire;

3°- visualiser l'écoulement en injectant à des endroits autres que l'entrée et la sortie de la fosse nasale;

4°- évaluer le degré de turbulence.

X = 5.2

INSPIRATION

10 L/min.

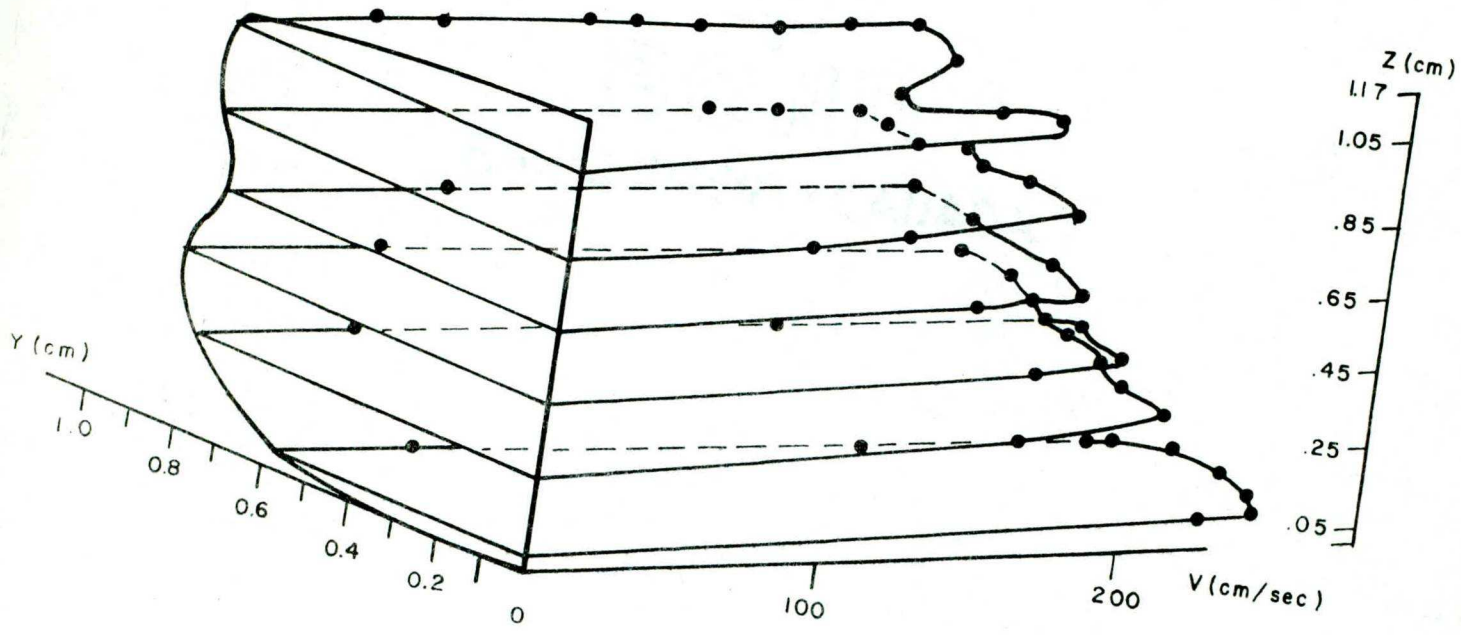


Figure 19 Champ de vitesse

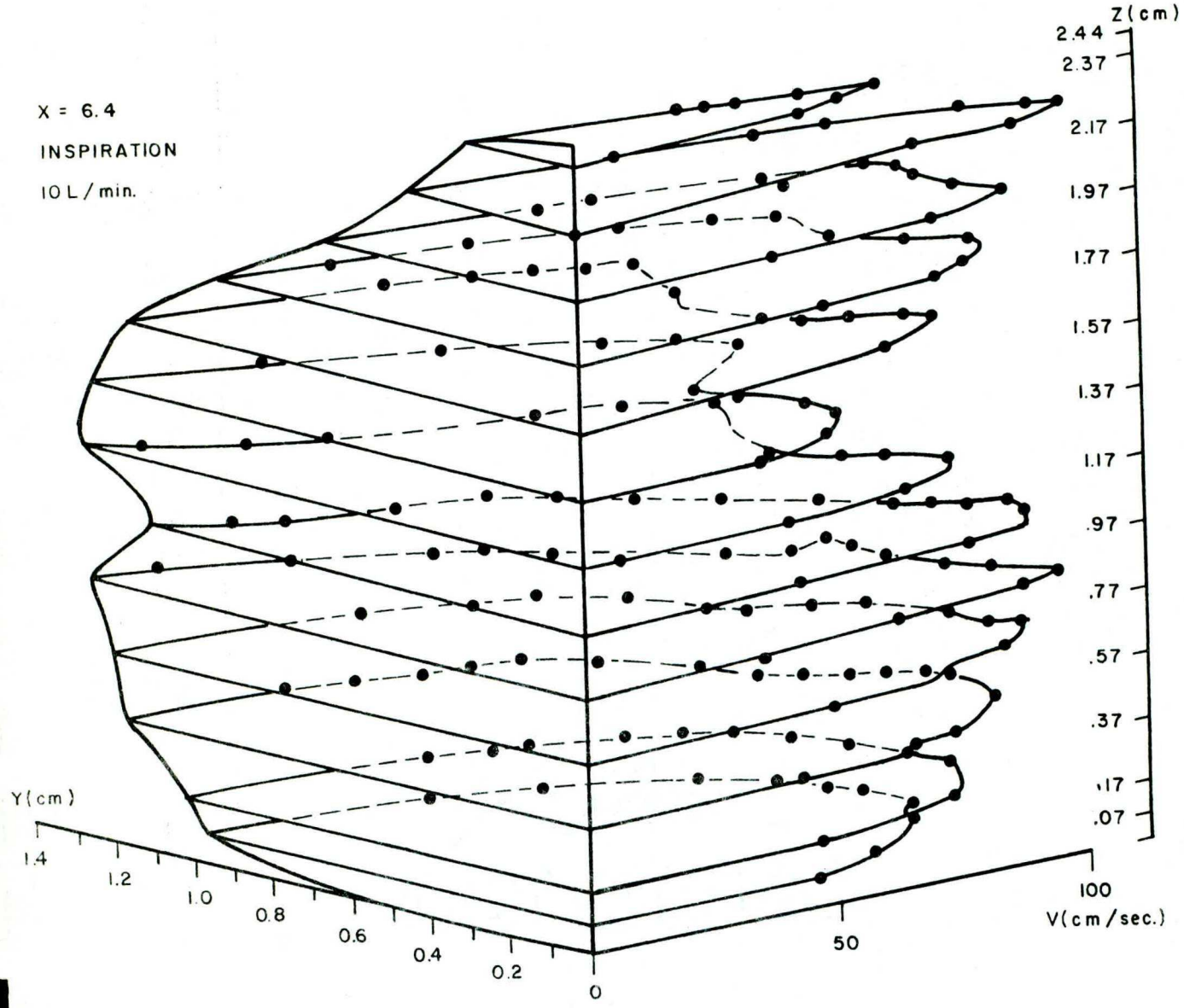


Figure 20 Champ de vitesse

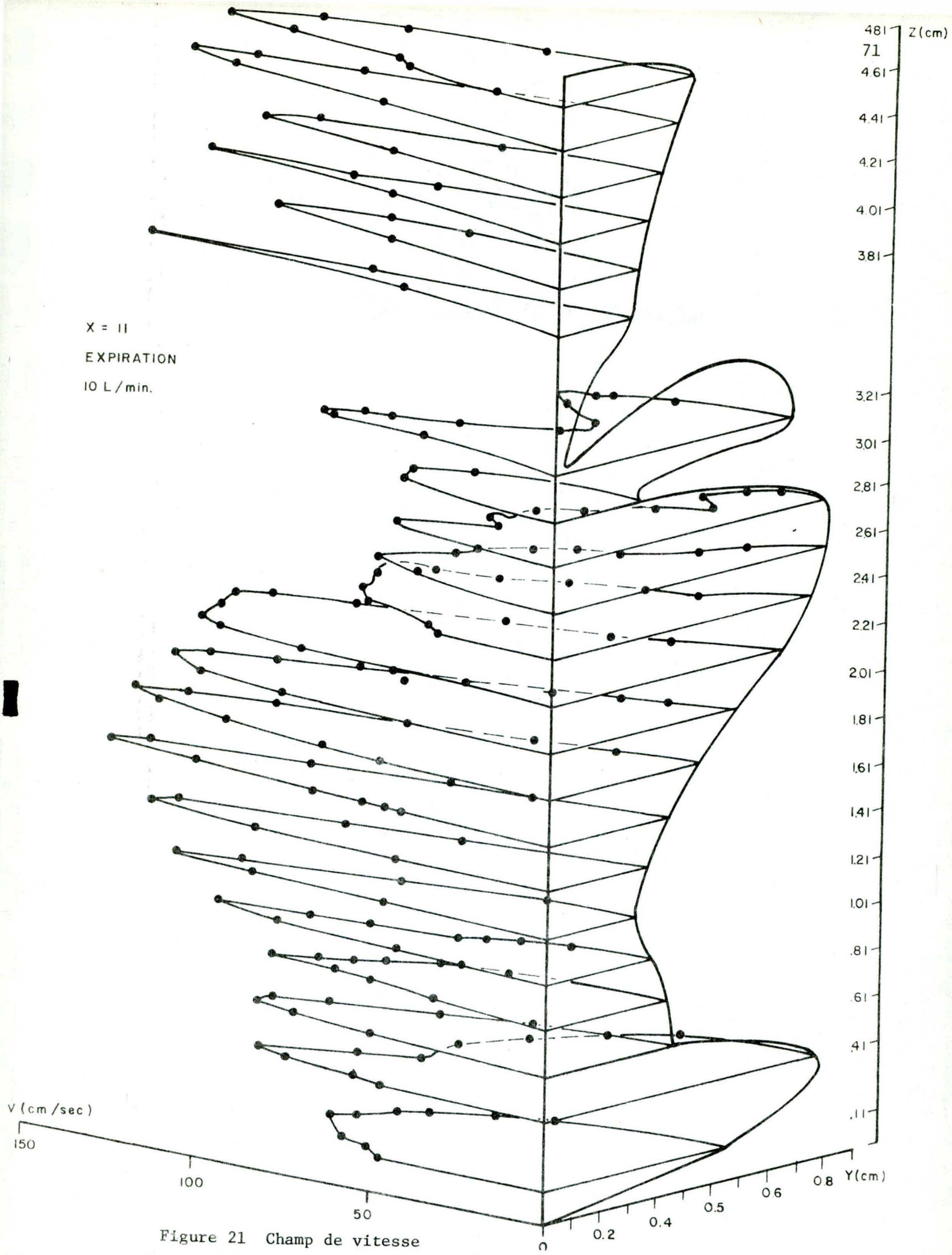


Figure 21 Champ de vitesse

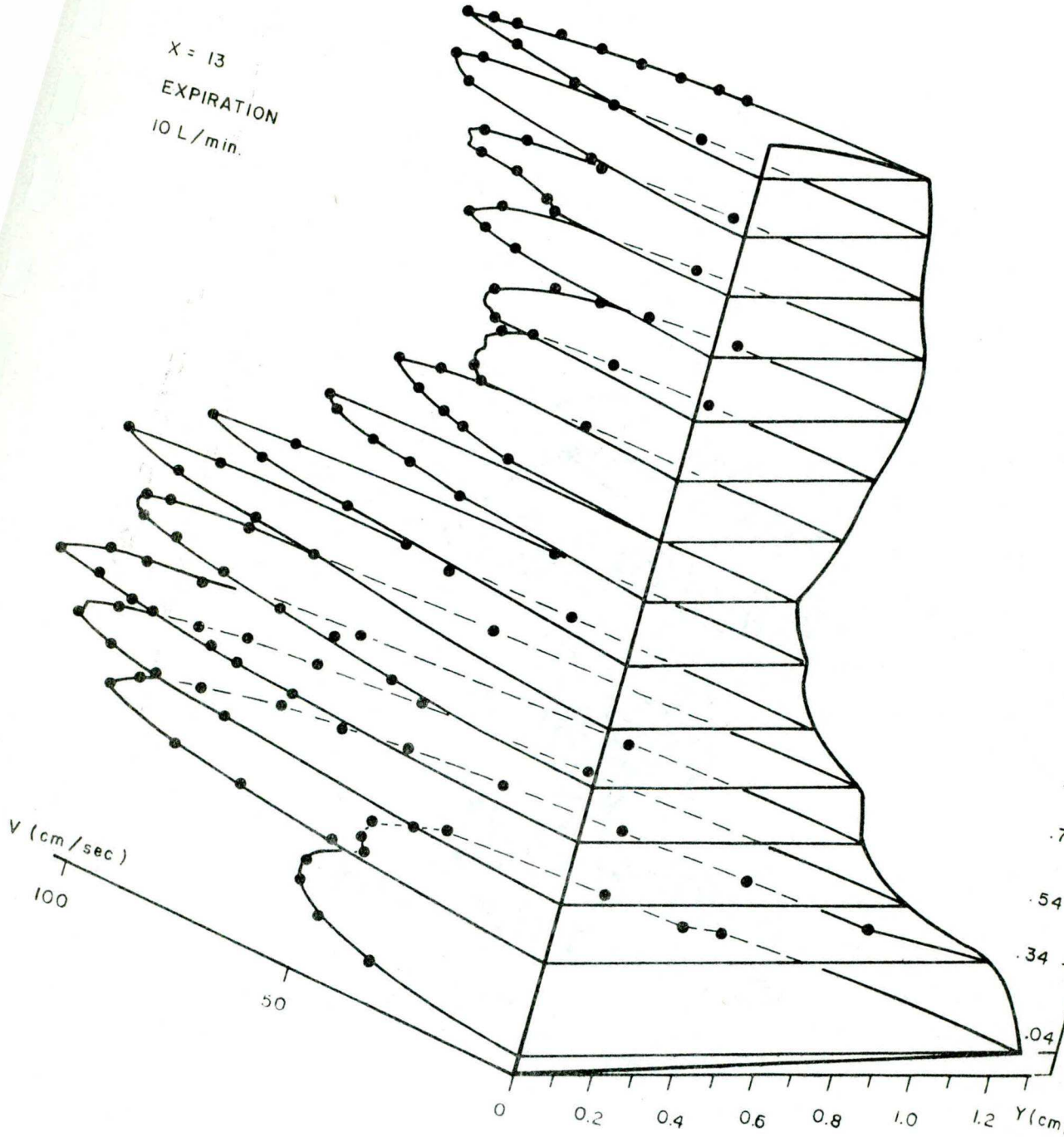


Figure 22 Champ de vitesse

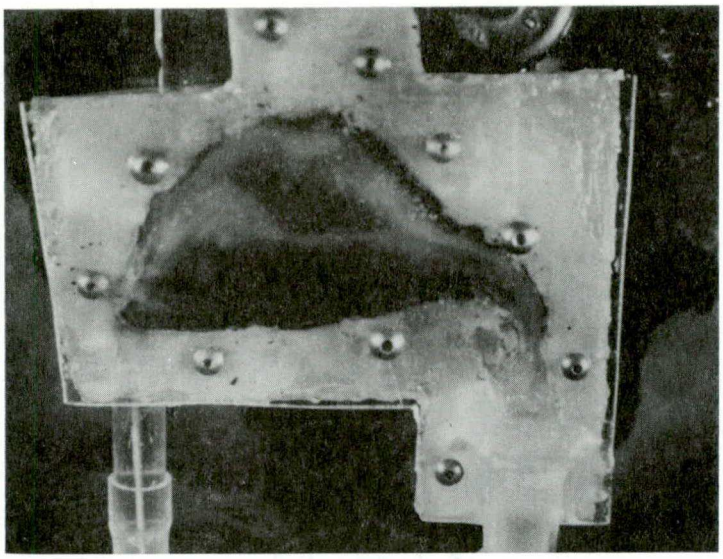


Figure 23 Ecoulement inspiratoire (Q_e = .24 ℓ/min.)

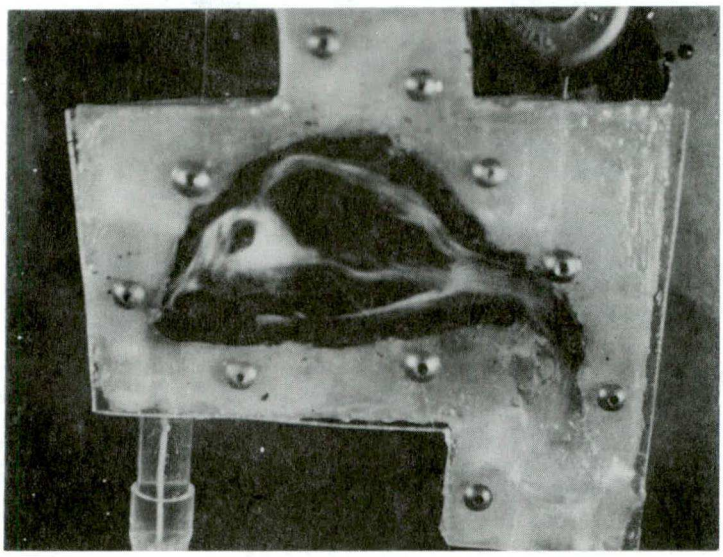


Figure 24 Ecoulement inspiratoire (Q_e = .23 ℓ/min.)

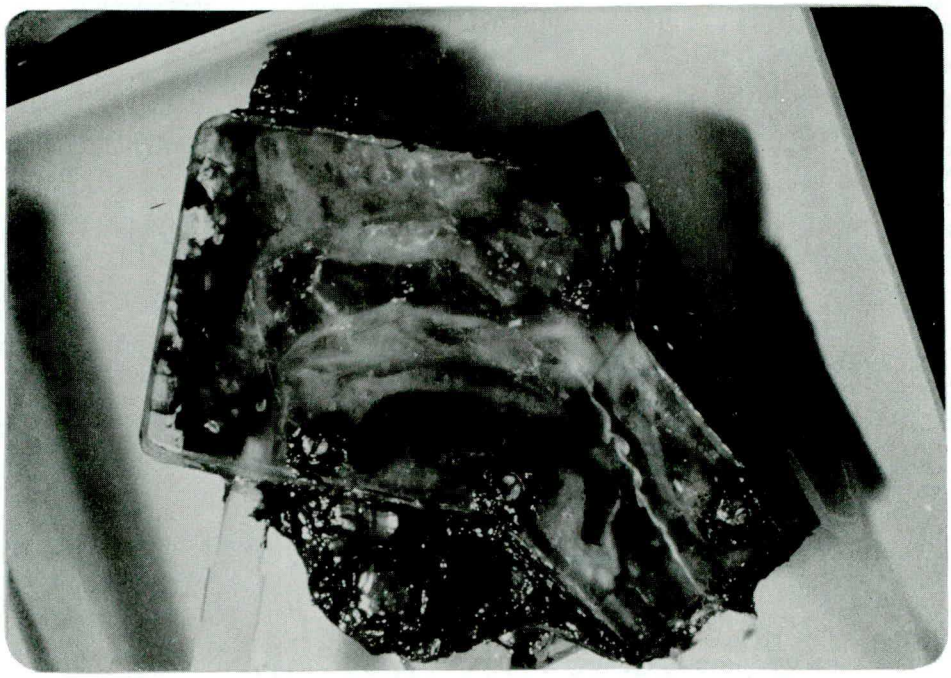


Figure 25 Ecoulement expiratoire (Q_e = 0.37 ℓ/min.)

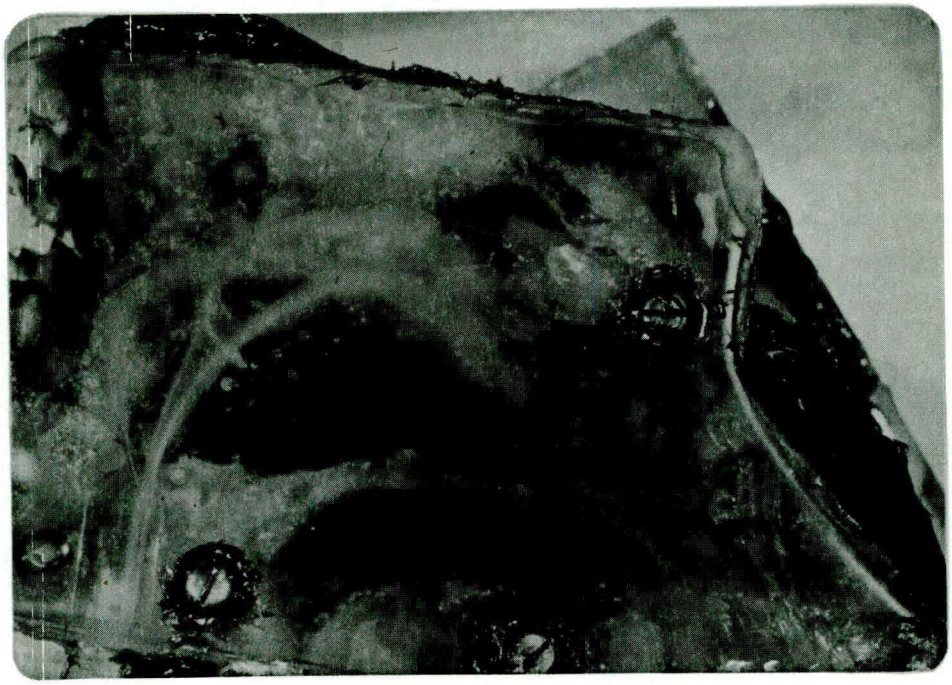


Figure 26 Ecoulement expiratoire (Q_e = 0.76 ℓ/min.)

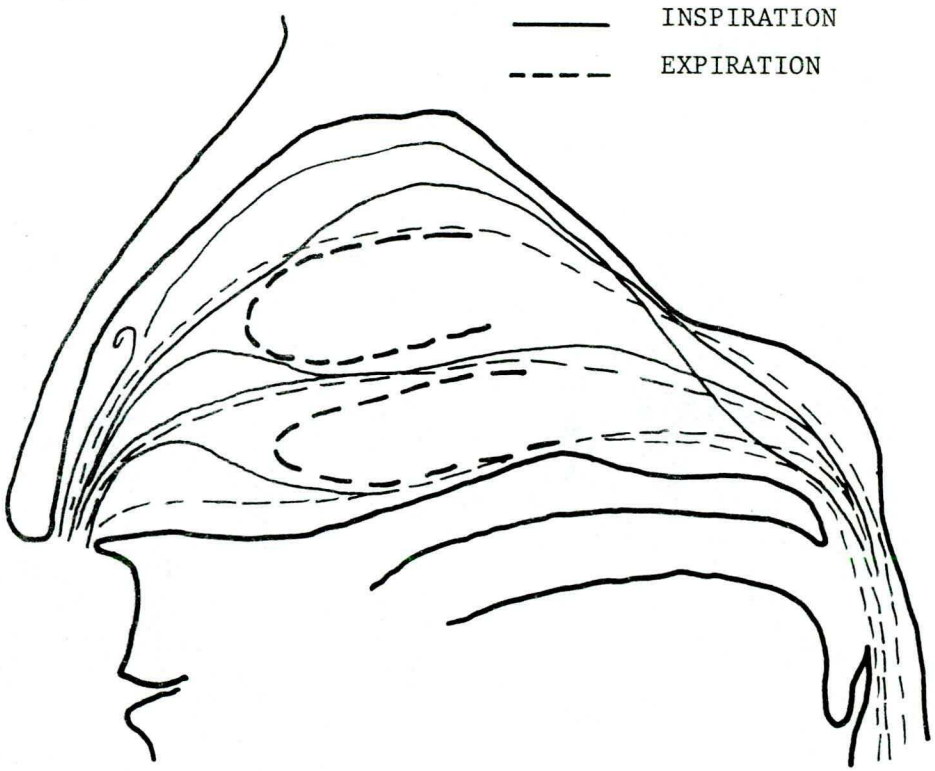


Figure 27 Lignes de courant dans la fosse nasale

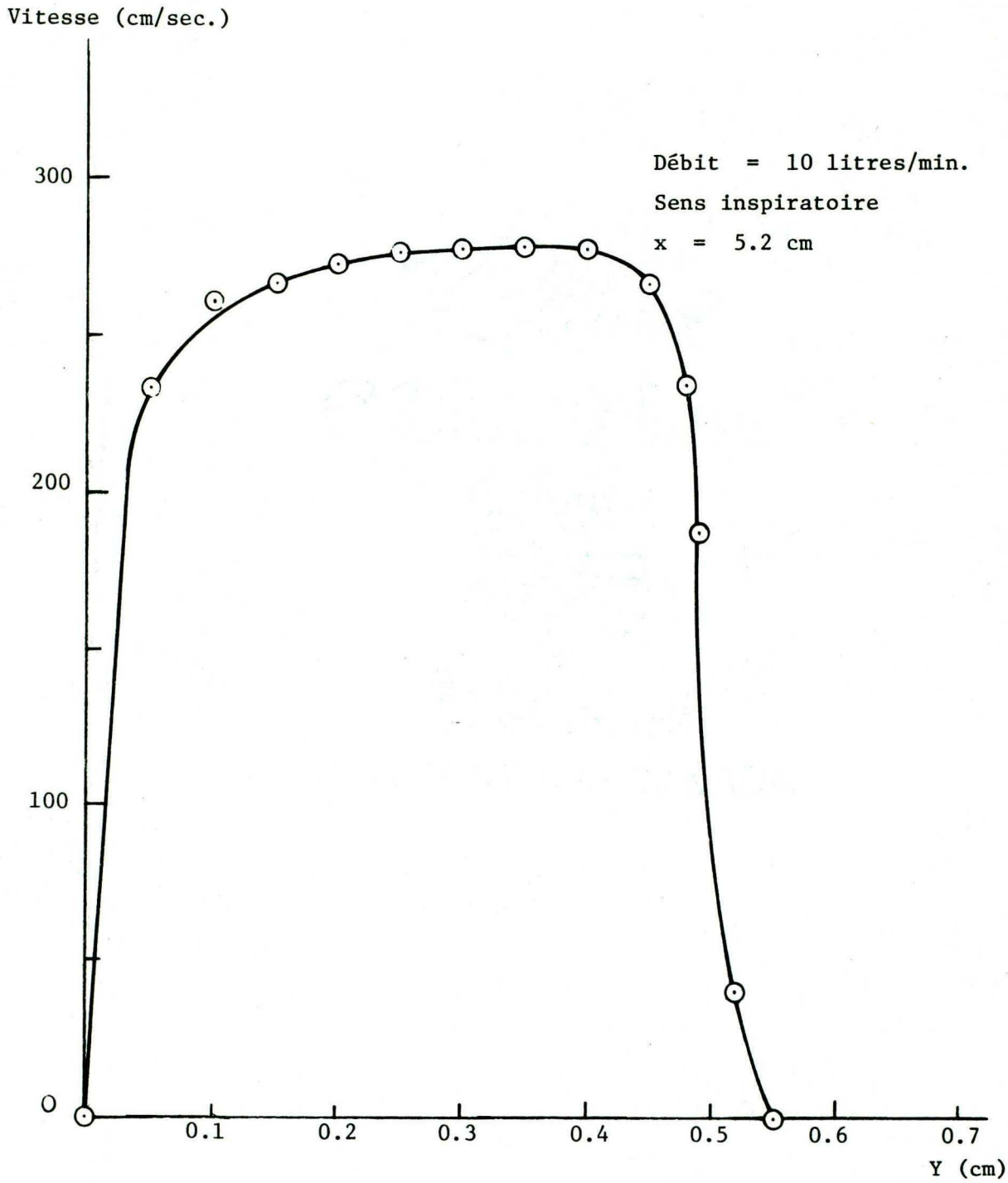


Figure 28 Profil de vitesse à Z = 5.00 cm

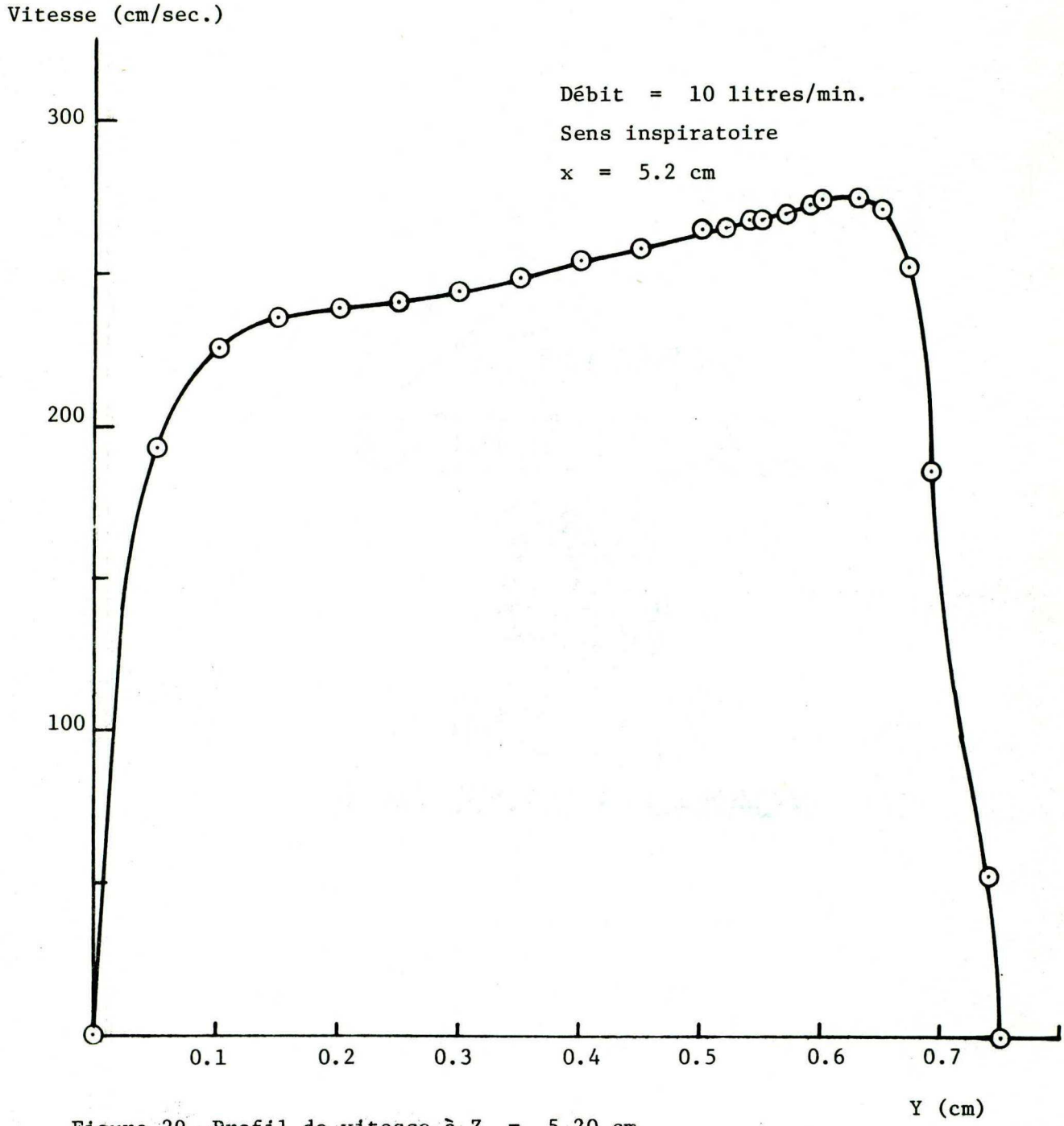


Figure 29 Profil de vitesse à Z = 5.20 cm

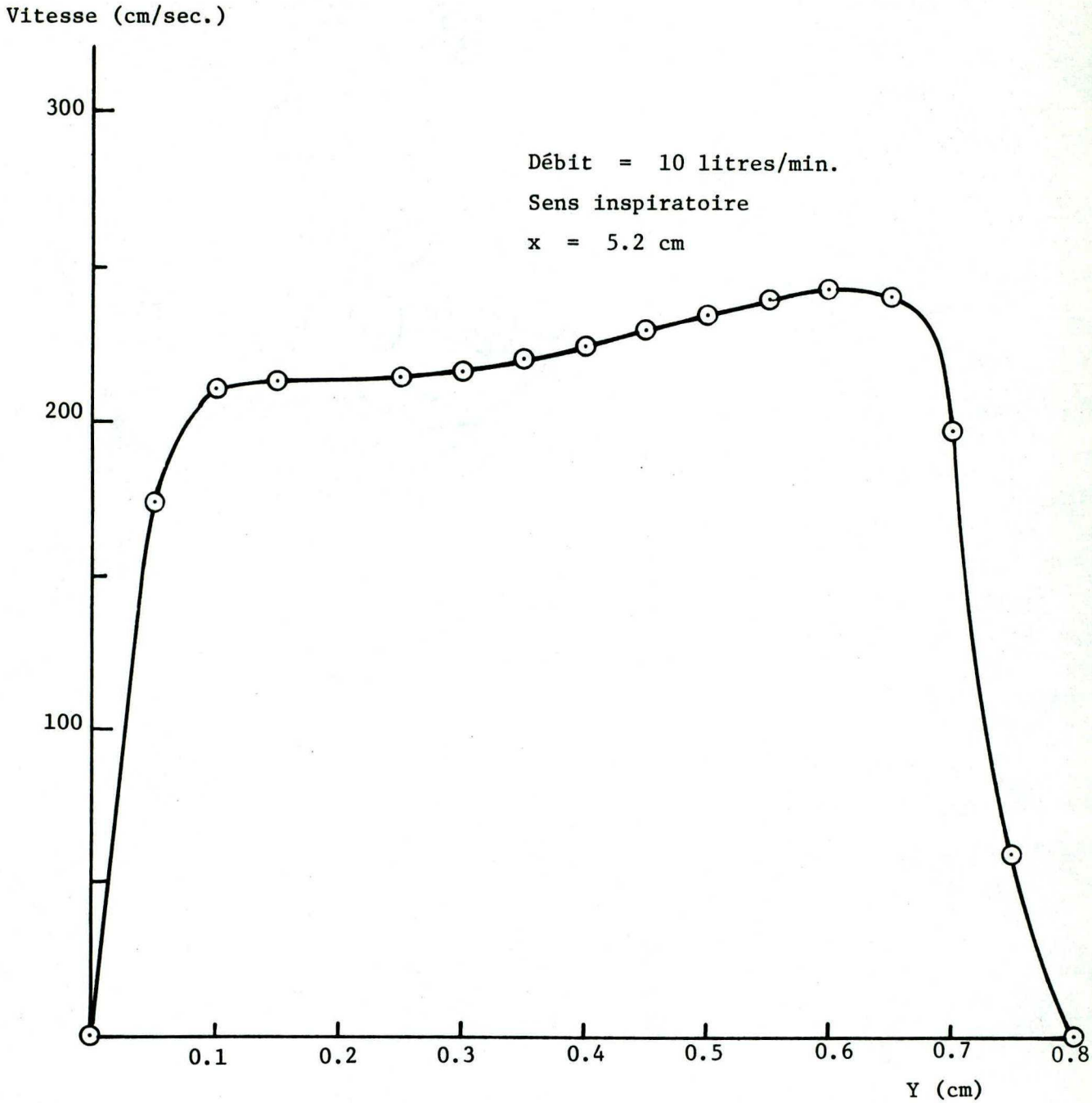


Figure 30 Profil de vitesse à Z = 5.40 cm

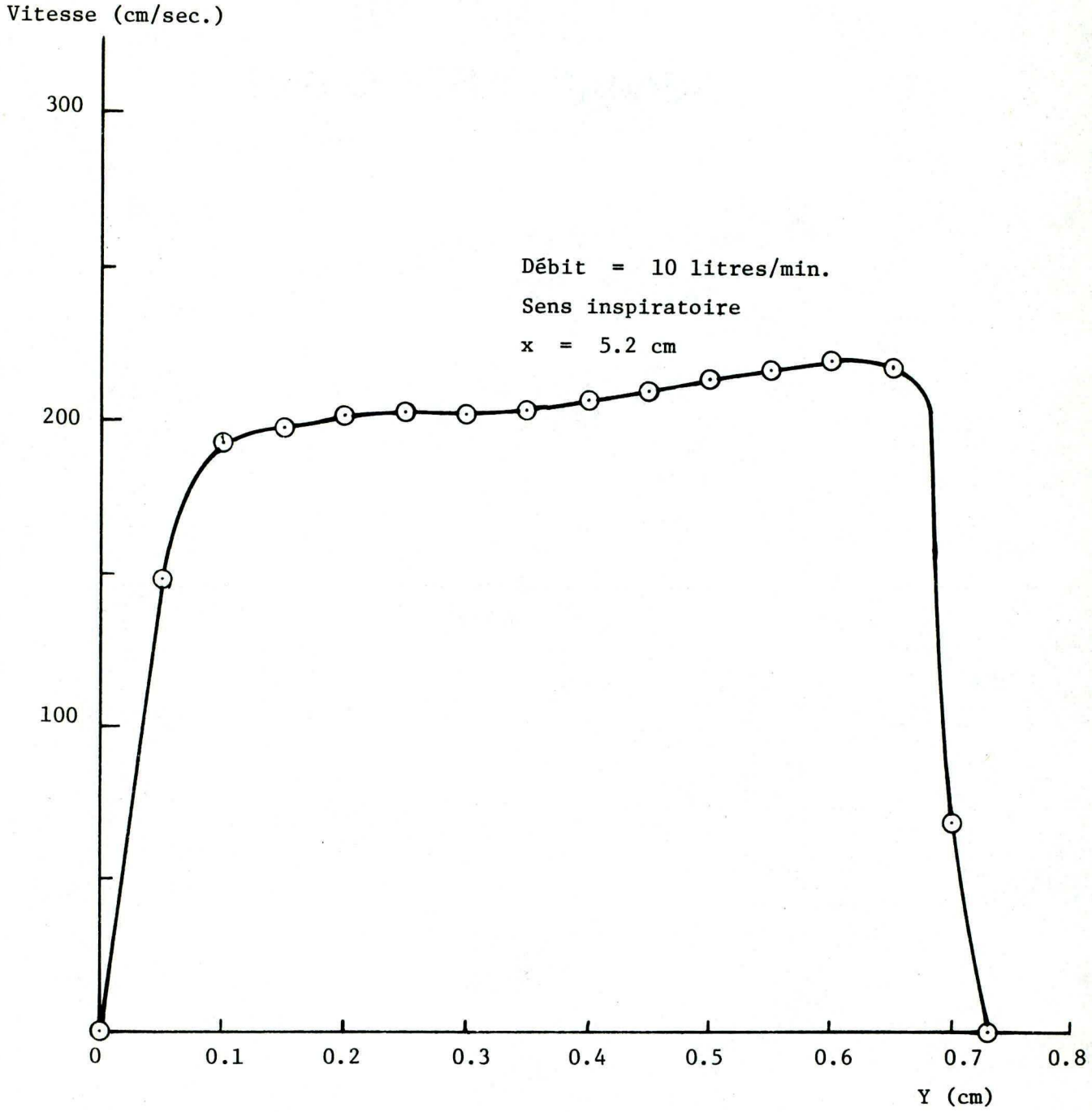


Figure 31 Profil de vitesse à Z = 5.60 cm

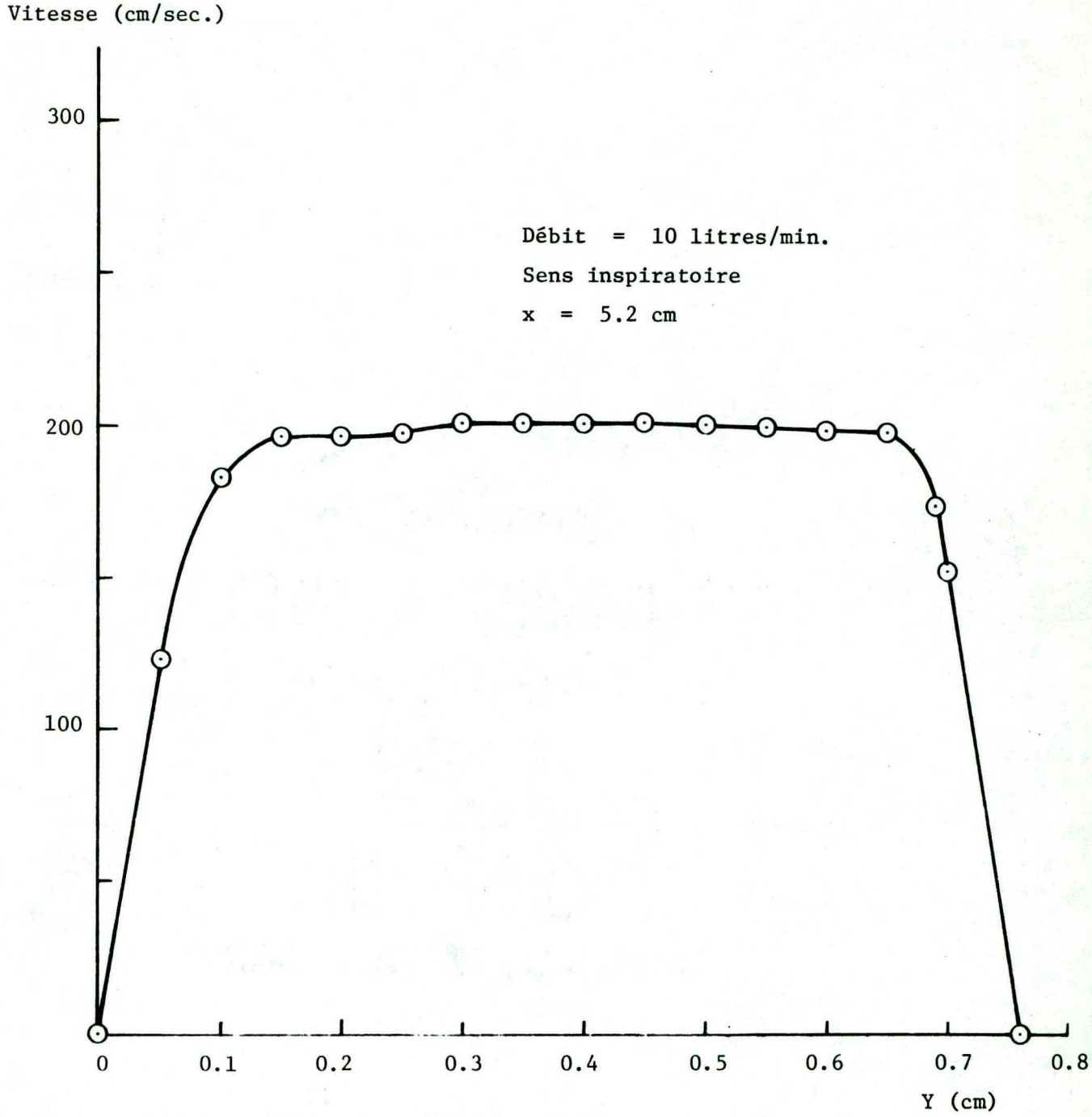


Figure 32 Profil de vitesse à Z = 5.80 cm

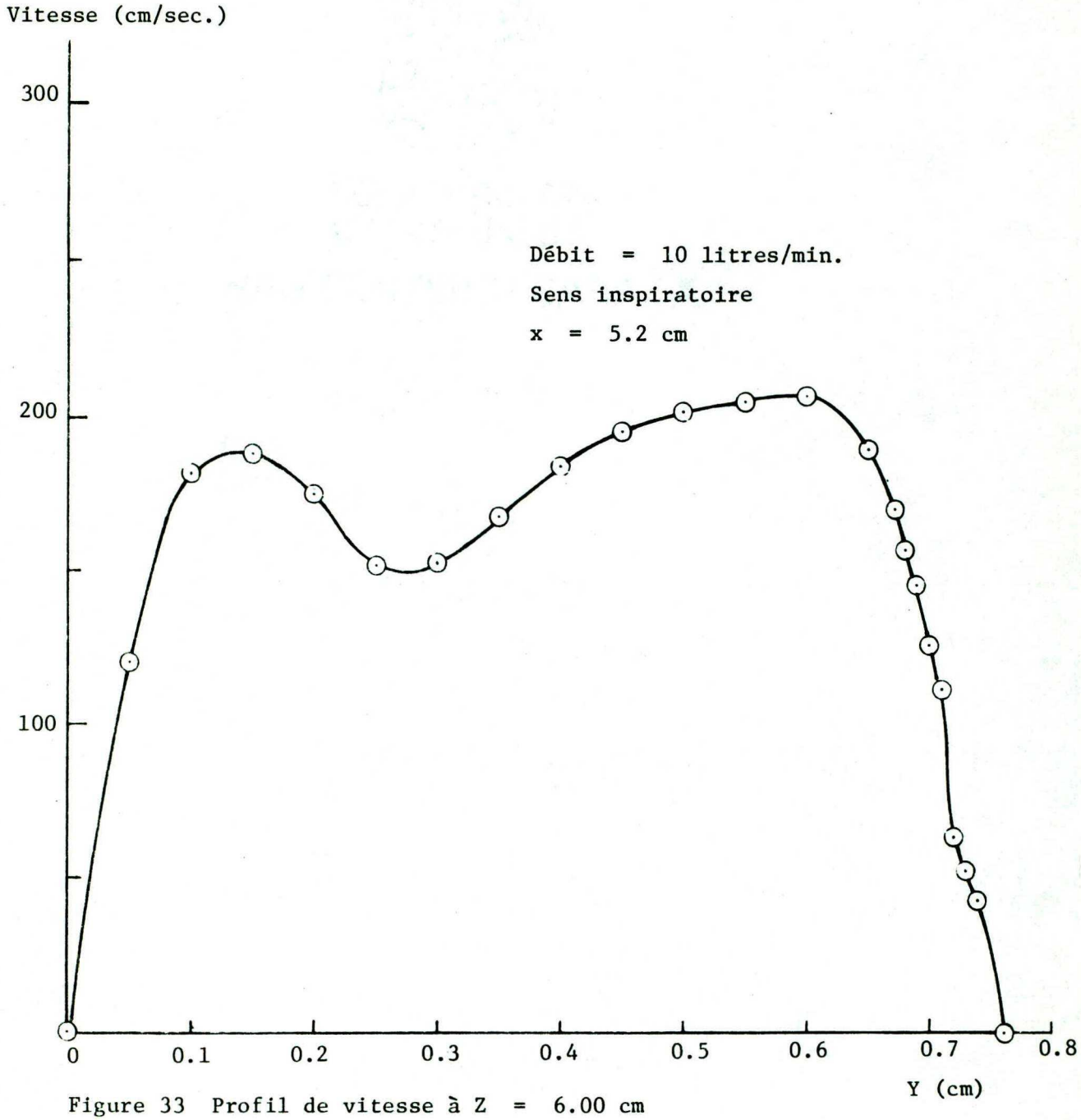


Figure 33 Profil de vitesse à Z = 6.00 cm

LISTE DES REFERENCES

1.- Dufour, G. et Royer, L., "Les principes et la valeur clinique de la rhinomanométrie", Union Méd. du Canada, Tome 99, Mai 1970, pp. 908-915.

2.- Caillères, J.P., "Résistance nasale: mesures, intérêt de l'enregistrement continu", Thèse de doctorat No. 210, Bordeaux, France, Décembre 1965.

3.- Williams, H.L., "Nasal physiology", Chapt. 9 in Oto-rhino-laryngology, Paparella and Schumreck Ed., Vol. 1, Saunders, Philadelphia, 1973.

4.- Bilgen, E., Arbour, P. et Trinh, P.T., "Sur l'écoulement de l'air à l'intérieur du nez", Rapport technique No. EP 73-R-50, Ecole Polytechnique de Montréal, Décembre 1973.

5.- Hall, I.S. & Colman, B.H., "Diseases of the nose, throat and ear", Churchill Livingstone Ed., Edinburgh and London, 1973.

6.- Masing, H., "Rhinomanometry: measuring the nasal airway resistance with the Elema measuring system", Electromedica 2/1967.

7.- Mc Laurin, J.W., Shipman, W.F. & Kirkley, D.E., "A modified technique of rhinometry, Laryngoscope, Vol. 70, 1960, pp. 155-165.

8.- Kortekangas, A.E., "Clinical application of rhinomanometry", Rhinol. Internat., Vol. 9, No. 1, May 1971, pp. 144-146.

9.- Kortekangas, A.E., "Significance of anterior and posterior technique in rhinomanometry", Acta Otolaryng., Vol. 73, 1972, pp. 218-221.

10.- Solomon, W.R., Mc Lean, J.A., Cookingham, G., Ahronheim, G. & De Muth, G.R., "Measurement of nasal airway resistance", Journal of Allergy, Vol. 36, No. 1, 1965, pp. 62-69.

11.- Proctor, D.F., "Physiology of the air passages", Vol. 1, Chapt. 2, Clinical Anesthesia, F.A. Davis Co. Ed., Philadelphia, 1965, pp. 13-27.

12.- Butler, J., "The work of breathing through the nose", Clin. Sci., Vol. 19, 1960, pp. 55-62.

13.- Spoor, A., "Aerodynamics", Internat. Rhinology, Vol. 1, 1963, pp. 19-22.

LISTE DES REFERENCES

(SUITE)

14.- Solomon, W.R. & Stohrer, A.W., "Considerations in the measurement of nasal patency", Ann. Otol., Rhinol., Laryng., Vol. 74, No. 4, Dec. 1965, pp. 978-990.

15.- Masing, H., "Patho-physiology of the nasal airflow", Rhinol. Internat., Vol. 5, No. 1 & 2, June 1967, pp. 63-67.

16.- Richerson, H.B. & Seebohm, P.M., "Nasal airway response to exercise", Journal of Allergy, Vol. 41, No. 5, May 1968, pp. 269-284.

17.- Arbour, P. et Ostiguy, M., "La chirurgie fonctionnelle de la cloison nasale", Union Méd. du Canada, Tome 98, Juillet 1969, pp. 1165-1170.

18.- Proetz, A.W., "Respiratory air currents and their clinical aspects", J. Laryng. and Otol., Vol. 67, Jan. 1953, pp. 1-27.

19.- Van Dishoeck, H.A.E., mentionné dans la référence 15.

20.- Laser Anemometer Systems, Cat. No. TSI 900-275, Thermo-Systems Inc., St-Paul, Minnesota 55113.

21.- Richards, E.J. & Burstall, F.H., "The "China Clay" method of indicating transition", Report No. 2126, Aug. 1945, Ministry of Supply, Aeronautical Research Council Reports and Memoranda, London.

A P P E N D I C E I

Exemple de résultats et calculs pour une section

a) résultats de mesure de vitesse

X = 5.2 cm

Q = 10 litres/minute

ΔP = 1.60 mm H_2O

Inspiration

Lentille F_D = 103.2 mm

Espacement des faisceaux de 50 mm

V (cm/sec.) = 66.5 Voltage (volts)

Z (cm)	Y (cm)	Voltage (volts)	Vitesse (cm/sec.)
4.95		P A R O I	
5.00	6.0	0	
	6.05	3.52	234
	6.10	3.92	261
	6.15	4.02	267
	6.20	4.11	273
	6.25	4.16	277
	6.30	4.18	278
	6.35	4.19	279
	6.40	4.18	278
	6.45	4.01	267
	6.48	3.54	235
	6.49	2.82	188
	6.52	0.60	40
	6.55	0	0
5.20	6.0	0	0
	6.05	2.90	193
	6.10	3.40	226
	6.15	3.55	236
	6.20	3.60	239
	6.25	3.62	241
	6.30	3.68	245
	6.35	3.75	249
	6.40	3.84	255
	6.45	3.90	259
	6.50	3.98	265
	6.52	4.00	266
	6.54	4.04	269
	6.55	4.05	269
	6.57	4.08	271
	6.59	4.12	274
	6.60	4.13	275
	6.63	4.15	276

Z	Y	Voltage	Vitesse
5.20	6.65	4.09	272
	6.67	3.80	253
	6.69	2.80	186
	6.74	0.80	53
	6.75	0	0
5.40	6.0	0	0
	6.05	2.62	174
	6.10	3.18	211
	6.15	3.22	214
	6.25	3.24	215
	6.30	3.27	217
	6.35	3.33	221
	6.40	3.38	225
	6.45	3.46	230
	6.50	3.53	235
	6.55	3.61	240
	6.60	3.65	243
	6.65	3.62	241
	6.70	2.98	198
	6.75	0.90	60
	6.80	0	0
5.60	6.0	0	0
	6.05	2.23	148
	6.10	2.90	193
	6.15	2.98	198
	6.20	3.04	202
	6.25	3.06	203
	6.30	3.06	203
	6.35	3.07	204
	6.40	3.12	207
	6.45	3.16	210

Z (cm)	Y (cm)	Voltage (volts)	Vitesse (cm/sec.)
5.60	6.50	3.22	214
	6.55	3.27	217
	6.60	3.31	220
	6.65	3.28	218
	6.70	1.04	69
	6.73	0	0
5.80	6.0	0	0
	6.05	1.85	123
	6.10	2.75	183
	6.15	2.96	197
	6.20	2.96	197
	6.25	2.98	198
	6.30	3.02	201
	6.35	3.02	201
	6.40	3.02	201
	6.45	3.04	202
	6.50	3.03	201
	6.55	3.01	200
	6.60	2.99	199
	6.65	2.97	198
	6.69	2.62	174
	6.70	2.30	153
	6.76	0	0
6.0	6.0	0	0
	6.05	1.81	120
	6.10	2.73	182
	6.15	2.83	188
	6.20	2.63	175
	6.25	2.28	152
	6.30	2.30	153
	6.35	2.52	168
	6.40	2.76	184
	6.45	2.94	196
	6.50	3.04	202
	6.55	3.09	205
	6.60	3.11	207
	6.65	2.86	190
	6.67	2.55	170
	6.68	2.36	157
	6.69	2.20	146
	6.70	1.90	126
	6.71	1.68	112

Z (cm)	Y (cm)	Voltage (volts)	Vitesse (cm/sec.)
6.0	6.72	0.96	64
	6.73	0.80	53
	6.74	0.65	43
	6.76	0	0
6.115		P A R O I	

b) Calcul des paramètres

Z (cm)	ΔZ_i (cm)	Δy_i (cm)	A_{S_i} (cm^2/sec.)	Q_i (cm^3/sec.)	A_i (cm^2)
5.00	0.15	0.55	130.6	19.59	0.0825
5.20	0.20	0.75	175.6	35.12	0.150
5.40	0.20	0.80	159.8	31.96	0.160
5.60	0.20	0.73	138.6	27.72	0.146
5.80	0.20	0.76	135.8	27.16	0.152
6.00	0.215	0.76	125.9	27.00	0.1634

$$Z_T = \Sigma \Delta Z_i = 1.165 \text{ cm}$$

$$A_{S_i} = \text{surface sous la courbe V vs y} = \int_{y_0}^{y_1} V_i \Delta y_i$$

$$A_{S_T} = \Sigma A_{S_i}$$

$$Q_i = A_{S_i} \times \Delta Z_i$$

$$Q_T = \Sigma Q_i = 168.55 \text{ cm}^3/\text{sec. (10.11 litres/min.)}$$

$$\Delta \text{Erreur} = \frac{10.11 - 10}{10} \times 100 = 1.1\%$$

$$A_i = \Delta Z_i \times \Delta y_i$$

$$A_T = \Sigma A_i = 0.8539 \text{ cm}^2$$

$$\bar{Y} = \frac{A_T}{\Delta Z_T} = \frac{0.8539}{1.165} = 0.7330 \text{ cm}$$

$$De = \frac{4 \; A_T}{Z_T + \bar{Y}} = \frac{4 \times 0.8539}{(1.165 + 0.7330)} = 1.800 \text{ cm}$$

$$\overline{V} = \frac{Q_T}{A_T} = \frac{168.55}{0.8539} = 197.4 \text{ cm/sec.}$$

$$\nu_{air} = 0.149 \text{ cm}^2/\text{sec.}$$

$$Re = \frac{\overline{V}De}{\nu_{air}} = \frac{197.4 \quad X \quad 1.800}{0.14865} = 2390$$

À CONSULTER
SUR PLACE

ÉCOLE POLYTECHNIQUE DE MONTRÉAL
3 9334 00288763 4