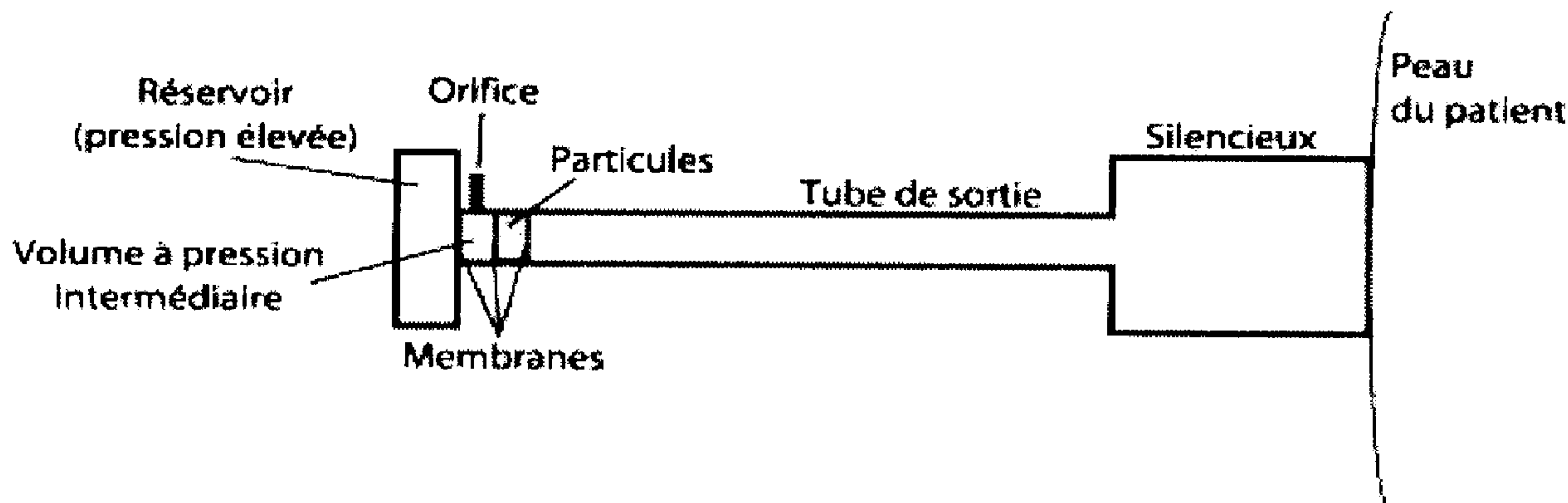




(22) Date de dépôt/Filing Date: 2000/10/20  
(41) Mise à la disp. pub./Open to Public Insp.: 2002/04/20

(51) Cl.Int.<sup>7</sup>/Int.Cl.<sup>7</sup> A61M 5/307  
(71) Demandeur/Applicant:  
UNIVERSITE DE SHERBROOKE, CA  
(72) Inventeur/Inventor:  
BROUILLETTE, MARTIN, CA  
(74) Agent: GOUDREAU GAGE DUBUC

(54) Titre : SERINGUE SANS AIGUILLE POUR L'INJECTION SOUS-CUTANEE DE POUDRES MEDICAMENTEUSES  
(54) Title: NO-NEEDLE SYRINGE FOR THE SUBCUTANEOUS INJECTION OF MEDICATED POWDERS



(57) Abrégé/Abstract:

Une seringue sans aiguille est décrite dans le présent document. Cette seringue comporte cinq éléments de base soit : un réservoir de gaz inerte à haute pression, de diamètre interne égal ou supérieur au tube de sortie; un tube à section constante pour diriger l'écoulement des particules; une dose de particules; un silencieux pour atténuer l'onde de choc à la sortie du tube; et un mécanisme pour déclencher l'appareil.

## PRÉCIS DE LA DIVULGATION

5                    Une seringue sans aiguille est décrite dans le présent document. Cette seringue comporte cinq éléments de base soit : un réservoir de gaz inerte à haute pression, de diamètre interne égal ou supérieur au tube de sortie; un tube à section constante pour diriger l'écoulement des particules; une dose de particules; un silencieux pour  
10 atténuer l'onde de choc à la sortie du tube; et un mécanisme pour déclencher l'appareil.

**TITRE DE L'INVENTION**

SERINGUE SANS AIGUILLE POUR L'INJECTION SOUS-CUTANÉE  
DE POUDRES MÉDICAMENTEUSES

5

**DOMAINE DE L'INVENTION**

La présente invention a trait aux seringues. Plus spécifiquement,  
la présente invention a trait aux seringues sans aiguille.

10

**DESCRIPTION DE L'ART ANTÉRIEUR**

Les seringues sans aiguille sont connues dans l'art antérieur. Par  
15 exemple, le brevet américain portant le numéro 5,899,880 émis le 4 mai  
1999 et nommant Bellhouse *et al.* en tant qu'inventeurs décrit une telle  
seringue sans aiguille. Bellhouse *et al.* proposent l'utilisation d'une  
expansion quasi-stationnaire qui nécessite un divergent pour accélérer  
l'écoulement. Le problème de cette approche est double, car pour le la  
20 seringue de Bellhouse *et al.* : (i) l'écoulement qui entraîne la poudre n'est  
pas, en réalité, stationnaire (i.e., en régime permanent) et (ii) l'écoulement  
se sépare des parois du divergent ce qui réduit l'expansion, et donc  
l'accélération produite.

25

De plus, dans toutes les configurations de la seringue de  
Bellhouse, la membrane se rompt d'elle-même lors de l'augmentation de  
la pression. Aucun mécanisme de rupture directe de la membrane n'est  
exploité, et aucune approche sans membrane n'est proposée.

Finalement, on ne présente pas de concepts qui combinent la dose de particule avec la réserve de gaz, autre que par l'utilisation d'un piston à compression quasi-statique.

5 McCabe, dans son brevet américain portant le numéro 5,865,796 émis le 2 février 1999, décrit un appareil essentiellement similaire, principalement destiné à l'usage en laboratoire, pour l'injection de matériel génétique.

10 Ces deux appareils produisent l'accélération du gaz, et donc de la poudre, par l'expansion d'un gaz inerte à haute pression dans un tuyau qui converge puis diverge (communément appelé convergent-divergent). Or il faut savoir que ce processus d'accélération fonctionne en régime permanent ou quasi-permanent, c'est-à-dire lorsque les ondes produites  
15 par la rupture de la membrane ne sont plus importantes. Or il est évident que, dans le système de Bellhouse, la poudre a déjà quitté l'appareil avant qu'on puisse établir ledit régime quasi-permanent. Les conséquences de ce fait sont importantes, puisque les chercheurs qui travaillent sur le système de Bellhouse font leurs calculs d'optimisation en  
20 se basant sur l'hypothèse du régime quasi-permanent. Une publication récente de ce groupe [1] montre, qu'à cause de leur mauvaise compréhension du phénomène, il y a un écart important entre ce que prédit leur modèle et les mesures expérimentales, tel que montré à la Figure 8.

25

En effet, ce graphique montre une comparaison entre les profils de vitesse calculés et mesurés par Kendall *et al.*. On remarque que le modèle théorique de Kendall *et al.* prédit une vitesse de près de Mach 6



à la sortie, alors que les mesures expérimentales montrent une vitesse bien inférieure.

## 5 **OBJETS DE L'INVENTION**

Un objet de la présente invention est donc de présenter une nouvelle seringue sans aiguille.

10 D'autres objets et caractéristiques de la présente invention apparaîtront dans la description qui suit, relative à un mode de réalisation préférentiel, non limitatif et illustré par les figures annexées qui représentent schématiquement:

15

## **BRÈVE DESCRIPTION DES FIGURES**

La Figure 1 représente schématiquement le concept de la présente invention;

20

La Figure 2 représente schématiquement le montage expérimental selon un aspect de la présente invention;

25 La Figure 3 représente la pression mesurée en fonction de la pression corrigée;

La Figure 4 représente schématiquement une seringue sans aiguille selon une incorporation de la présente invention;

La Figure 5 représente schématiquement une seringue sans aiguille jetable selon une seconde incorporation de la présente invention;

5 La Figure 6 représente schématiquement une seringue sans aiguille selon une troisième incorporation de la présente invention comportant un piston libre;

10 La Figure 7 représente schématiquement une seringue sans aiguille selon une troisième incorporation de la présente invention où un ressort comprime un piston de façon instationnaire; et

La Figure 8 représente schématiquement les profils de vitesse calculés de l'art antérieur.

15

### DESCRIPTION DÉTAILLÉE DE L'INVENTION

20 Un mode préféré de réalisation de la présente invention sera maintenant décrit à titre purement indicatif.

25 Généralement, la présente invention sert à injecter des substances, sous forme de poudre ou de gouttelettes, sous l'épiderme du patient sans perforer la peau comme c'est le cas avec une aiguille. Les substances visées comprennent, entre autres : des vaccins, des anesthésiques, des médicaments, des hormones et des composés génétiques. Ces substances, sous forme de particules dont la taille est de l'ordre de quelques microns, parviennent à pénétrer la peau du patient

grâce à la vitesse élevée que produit le dispositif de la présente invention. En somme, l'appareil sert à accélérer des particules de médicament à des vitesses suffisamment grandes pour que celles-ci puissent pénétrer dans la peau du patient et ainsi produire l'effet médical recherché. Les  
5 avantages d'une telle approche sur les aiguilles sont assez évident, les deux principaux étant : la réduction du risque d'infection et aussi la quasi-élimination de la douleur et de la peur.

La présente invention vise l'accélération de particules (ou  
10 gouttelettes) de taille micrométrique par le biais de l'expansion instationnaire d'un gaz inerte à pression élevée.

La Figure 1 illustre de façon schématisée le fonctionnement du concept. Il s'agit d'un tube (1) de section constante, rempli d'un gaz inerte  
15 ou d'air aux conditions atmosphériques (8), en contact avec la peau du patient (2). A l'extrémité amont de ce tube se trouvent les particules de substance médicinale (3). En amont dudit tube se trouve un réservoir (6) de gaz inerte à haute pression (7), de diamètre égal ou supérieur au premier tube, les deux étant reliés, lorsqu'applicable, par une contraction  
20 (5) soit graduelle ou soudaine. Le réservoir est séparé du tube par une paroi (4) suffisamment résistante pour supporter la différence de pression entre le gaz inerte et la substance médicinale, cette dernière se trouvant essentiellement à des conditions atmosphériques.

25 Pour déclencher l'appareil, on brise ou on retire soudainement la paroi (4), ce qui met en contact direct le gaz du réservoir avec celui du tube. Ceci a pour effet immédiat (Figure 1b) de produire : une onde de choc (9) dans le tube, des ondes d'expansion instationnaires (10) dans



le réservoir, une expansion stationnaire (11) dans la contraction et des ondes d'expansion instationnaires (12) dans le tube. Ces ondes produisent une accélération soudaine du gaz dans le tube et le réservoir, et ce gaz à haute vitesse entraîne ainsi la substance médicinale (3) à la sortie du tube, vers la peau du patient. Il est important de noter que ce principe de fonctionnement est applicable même lorsque le réservoir possède le même diamètre interne que le tube : ce sont principalement les ondes de pression générées par la rupture de la membrane qui accélèrent le gaz dans notre concept. On obtient par contre un gain de performance intéressant lorsque le diamètre interne du réservoir est supérieur à celui du tube.

Si la vitesse du gaz, et donc des particules, est suffisamment élevée, de l'ordre de 100-2000 m/s, le médicament parviendra à pénétrer la peau assez profondément pour que celui-ci soit ingéré par le patient et ainsi produire l'effet médicinal désiré dans le système visé.

La Figure 1c montre un diagramme des trajectoires pour l'écoulement dans le tube et le réservoir, en utilisant la même notation pour les ondes qu'à la Figure 1b. On remarque que la substance médicinale arrive à la sortie du tube, en contact avec la peau, bien avant que puisse s'établir un régime permanent ou quasi-permanent dans l'appareil. De plus, on remarque aussi que la quantité de gaz inerte nécessaire est déterminée par la longueur du réservoir, elle-même établie de façon à éviter le retour des ondes de réflexion (13) avant que la substance ne soit sortie du tube.

La dynamique des gaz se produisant dans le concept de base a été validée de façon théorique et expérimentale.



Dans un premier temps, la théorie servant à calculer l'écoulement de gaz dans le dispositif et ainsi optimiser les paramètres de son fonctionnement a été établie. En particulier, le modèle montre que la  
5 vitesse produite dans le tube, et donc des particules à la sortie, est essentiellement fonction :

- du rapport de pression entre le gaz du réservoir (7) et celui du tube (8);  
10
- des propriétés thermodynamiques des gaz du réservoir (7) et du tube (8), notamment la vitesse du son (qui dépend de la température) et le rapport de chaleurs spécifiques de ces deux gaz;
- 15 • jusqu'à un certain point, du rapport de longueur entre le réservoir (7) et le tube (8); et
- du rapport de section entre le réservoir (7) et le tube (8);

20 Cette théorie fut validée par des essais expérimentaux sur le concept de base. Le montage expérimental, schématisé à la Figure 2, reprend essentiellement la géométrie montrée à la Figure 1, qui est celle utilisée pour les calculs théoriques. Pour le montage, la paroi (4) qui sépare le réservoir du tube était constituée d'une membrane de Mylar qui  
25 se perforait lorsqu'on augmentait suffisamment la pression dans le réservoir. Le réservoir possédait un diamètre interne de 15.7 mm et le tube, 4.9 mm. Le tube était ouvert à l'air atmosphérique de la pièce et 2 à 3 g de poudre d'oxide d'yttrium d'une taille nominale de particule

inférieure à 10 microns a été utilisée; la poudre était positionnée dans le tube, directement en aval de la membrane et en contact avec celle-ci. La trajectoire des différentes ondes dans le tube fut mesurée à l'aide de deux capteurs de pression piézo-électriques, et la vitesse de la poudre  
5 à la sortie fut déterminée à l'aide d'un système de diodes laser et de photodétecteurs.

La Figure 3 montre une comparaison entre le modèle et les valeurs mesurées avec le montage. Cette comparaison est exprimée en  
10 termes de la pression mesurée dans le réservoir haute-pression à la rupture de la membrane ( $P_{obs}$ ) et de la pression dite corrigée ( $P_{corr}$ ), soit la valeur de la pression qu'on doit utiliser dans le modèle pour retrouver la vitesse de sortie mesurée. On remarque de ce graphique que, puisque  
15  $P_{obs} < P_{corr}$ , la vitesse à la sortie est donc toujours plus faible que ce que prédit le modèle avec  $P_{obs}$ , mais que cet écart est minime et à peu près constant sur toute la plage de vitesse. Ceci prouve qu'il est possible de calculer avec un bon niveau de fidélité la vitesse des particules à la sortie en fonction des paramètres géométriques et dynamiques de l'appareil.

20

Cette partie de l'étude prouve donc qu'un concept viable a été développé pour l'injection de poudres médicamenteuses et que, de plus, une théorie capable de prédire, et donc d'optimiser, la performance du concept a été développée.

25

L'idée de projeter des poudres à haute vitesse au travers de la peau n'est pas nouvelle et l'efficacité de ce principe fut clairement démontrée dans le passé pour l'insuline et les anesthésiques locaux [voir

le brevet accordé à Bellhouse *et al.*] ainsi que les thérapies génétiques [voir le brevet accordé à McCabe]. Le potentiel médical du concept est donc déjà assuré par ces résultats; l'approche de la présente invention se distingue essentiellement du point de vue de la méthode et du  
5 dispositif utilisé pour projeter la poudre sur le patient.

Plusieurs appareils sont envisageables pour exploiter le concept de base d'injection de particules. En général, on peut dire qu'une seringue générique basée sur les principes de la présente invention  
10 comporte cinq (5) composantes principales :

1. un réservoir de gaz inerte à haute pression, de diamètre interne égal ou supérieur au tube de sortie;
- 15 2. un tube à section constante pour diriger l'écoulement des particules;
3. une dose de particules;
- 20 4. un silencieux pour atténuer l'onde de choc à la sortie du tube;  
et
5. un mécanisme pour déclencher l'appareil.

25 Plusieurs concepts innovateurs basés sur le principe d'accélération des particules présenté ici et qui offrent des avantages marqués sur les appareils existants seront maintenant proposés.



### **Configuration de base**

Dans la configuration de base, dont les dimensions approximatives sont indiquées sur la Figure 4, le réservoir est initialement à pression atmosphérique et la dose de particules possède une membrane amont qui peut supporter la différence de pression désirée. La membrane principale fait partie de la dose de particules. Pour la première dose (Figure 4a), les particules sont emprisonnées dans une enveloppe cylindrique fermée aux deux extrémités par des membranes. Pour la deuxième dose (Figure 4b), les particules sont emprisonnées entre deux membranes hémisphériques.

L'appareil est déclenché en actionnant le poussoir de vanne, ce qui permet au gaz inerte à haute pression se trouvant au préalable dans la réserve d'emplir le réservoir jusqu'à ce que la pression soit suffisante pour causer la rupture des deux membranes et l'accélération des particules. Un mécanisme de retour (non montré) ferme la vanne afin d'éviter l'échappement et le gaspillage du gaz de la réserve. Le volume et la pression élevée de gaz dans la réserve permettraient plusieurs injection consécutives. La réserve aurait préalablement été alimentée par une bonbonne de gaz ou bien par une ampoule de gaz jetable (non montrés).

### **Améliorations de la configuration de base**

25

La configuration de base peut être modifiée afin d'en faciliter l'utilisation et en augmenter la fonctionnalité. Particulièrement, les aspects qui méritent une attention particulière sont:



- La membrane. C'est entre autres le rapport de pression entre le réservoir et le tube qui détermine la vitesse des particules, et pour une membrane donnée ce rapport est donc fixe. L'avantage d'introduire  
5 directement du gaz comprimé dans le réservoir jusqu'à la rupture de la membrane à une pression donnée est principalement la simplicité de l'opération. Par contre, pour une charge de particules donnée, on perd le contrôle sur la vitesse des particules; or, la profondeur de pénétration de celles-ci est directement fonction de leur vitesse. Il pourrait être opportun  
10 de mieux contrôler la pression de rupture, et ceci est possible soit en remplaçant la membrane par une vanne à ouverture rapide ou bien en perforant directement la membrane. Avec ces deux méthodes, le déclenchement de l'appareil s'effectue pour une pression préalablement ajustée dans le réservoir. Un tel dispositif permet ainsi de contrôler le  
15 dosage et/ou l'efficacité du médicament par le biais de la pression, pour une même dose de particules. Un concept de rupture directe de la membrane a été mis au point en utilisant un couteau de forme circulaire en aval de celle-ci et de même diamètre que le tube de sortie. Deux concepts de vannes rapides, une avec une guillotine à mouvement radial  
20 et l'autre avec une porte à mouvement axial ont également été mis au point. Pour tous ces cas, le réservoir est avantageusement muni d'un indicateur, quantitatif ou qualitatif, du niveau de pression.
- La dose de particules. Le concept de base comporte une seule  
25 dose de particules, celle-ci comprenant une membrane amont haute-pression. Tel que discuté plus haut, une plus grande flexibilité d'utilisation est possible en s'affranchissant des limites imposées par une membrane qui rompt à une pression fixe. Entre autres, dans nos concepts de vannes

rapides ne nécessitant pas de membrane, la dose de particules ne requiert donc pas de membrane d'une résistance prédéterminée. Quant au désavantage de la dose unique, plusieurs concepts multi-doses sont possibles en faisant appel à des chargeurs de géométrie linéaire (comme pour un pistolet semi-automatique) ou bien circulaire (comme pour un revolver). Avec ces concepts, on éviterait les pertes de temps associées au chargement, et cet avantage pourrait s'avérer utile dans une campagne de vaccination massive, par exemple.

- La source de gaz comprimé. L'utilisation de la seringue requiert une source de gaz inerte, préférentiellement de l'hélium, à des pressions pouvant s'élever jusqu'à 100 atmosphères. Cette source de gaz peut être une bonbonne de gaz commercial, équipée d'un manodétendeur approprié. Une autre source peut être une ampoule jetable de gaz inerte pressurisé qu'on utilise de la même façon que le gaz carbonique dans les bouteilles de seltzer, par exemple.

On peut aussi éliminer le besoin de cette source de gaz en incorporant le réservoir de gaz déjà comprimé, à la pression voulue, à la dose de particules; un tel concept pourrait aussi inclure le tube de sortie ce qui rendrait jetable l'appareil tout entier, hormis le silencieux qui pourrait être stérilisé et réutilisé. La figure 5 illustre schématiquement une version de ce concept. Dans ce cas, la dose comprend trois (3) membranes et deux (2) volumes de gaz comprimé, incluant le réservoir, l'autre volume étant à une pression intermédiaire entre celle du réservoir et la pression atmosphérique. La première membrane en amont ne supporte que la différence de pression entre le réservoir et le volume intermédiaire, tandis que la membrane du milieu supporte la différence



de pression entre le volume intermédiaire et la pression atmosphérique de la dose de particule; la troisième membrane (en aval) ne sert qu'à isoler la dose et ne supporte aucune différence de pression. La seringue est déclenchée en ouvrant l'orifice (en perforant une autre membrane, par  
5 exemple), ce qui réduit la pression dans le volume intermédiaire et par le fait même augmente la différence de pression sur la membrane amont, qui se rompt; la pression élevée qui en résulte cause ensuite la rupture des deux autres membranes et l'accélération des particules vers la peau du patient.

10

Une autre méthode d'éviter la source de gaz inerte à haute pression est d'incorporer à la seringue un mécanisme de compression du gaz. Ainsi, on pourrait adjoindre à la dose de particules le réservoir de gaz inerte mais cette fois-ci à basse pression. Il resterait ensuite à  
15 comprimer ce gaz à l'intérieur de la seringue. Deux concepts se basant sur l'accélération d'un piston dit libre, dont l'inertie sert à comprimer le gaz jusqu'à la rupture de la membrane sont proposés.

On peut accélérer le piston à l'aide d'air (ou autre gaz) comprimé, tel qu'illustré à la Figure 6. L'avantage de cette approche est qu'il est possible, à l'aide de l'inertie du piston en mouvement, de  
20 comprimer le gaz inerte du réservoir à une pression plus élevée que celle de la source d'air comprimé. Par exemple, une pression d'air comprimé à 5 atmosphères arrive à produire une pression de 21 atmosphères dans  
25 le réservoir, accompagné d'une augmentation bénéfique de la température (et ainsi de la vitesse du son) d'un facteur de trois (3).

Ainsi, dans le concept de la Figure 6, le tube de sortie et le réservoir sont initialement à pression atmosphérique; la dose de particules pourrait aussi inclure la membrane principale, le gaz inerte atmosphérique ainsi que le tube de sortie. La réserve contient de l'air comprimé à une pression moyenne (de l'ordre de quelques atmosphères), provenant d'une bonbonne ou bien d'une ampoule (non montrées). Pour actionner la seringue, on retire le poussoir de vanne, ce qui permet à l'air contenu dans la réserve de propulser le piston vers le gaz inerte; la membrane rompt lorsque la pression est suffisamment élevée. L'inertie du piston en mouvement arrive à comprimer le gaz inerte à plusieurs fois la pression initiale d'air comprimé. On peut réutiliser le silencieux après stérilisation.

Un second concept de compression par piston libre utilise un ressort initialement comprimé, tel qu'illustré à la Figure 7. Cette approche est particulièrement intéressante par son élimination de toute source de gaz comprimé pour faire fonctionner l'appareil.

Pour ce concept, le tube de sortie et le réservoir sont initialement à pression atmosphérique; la dose de particules pourrait aussi inclure la membrane principale, le gaz inerte à pression atmosphérique ou au-dessus ainsi que le tube de sortie. Un ressort en compression se trouve derrière le piston. Pour actionner la seringue, on libère le piston, ce qui permet au ressort de propulser le piston vers le gaz inerte; la membrane se rompt lorsque la pression est suffisamment élevée. L'inertie du piston en mouvement arrive à comprimer le gaz inerte à plusieurs fois la pression obtenue par la détente quasi-statique du ressort. On peut réutiliser le silencieux après stérilisation.



Pour ces approches de compression directe du gaz, on peut concevoir que l'appareil comporte des parties jetables, par exemple un module qui comprend le tube de sortie, la dose de particules ainsi que le gaz inerte à pression ambiante ou supérieure contenu dans un sac mince et flexible, et des parties réutilisables, par exemple le boîtier ainsi que le mécanisme d'accélération du piston et de son déclenchement. L'intérêt d'une telle approche réside dans la stérilité qu'elle procure, puisque les parties exposées au patient seraient jetées après chaque usage.

10

- La stérilité. Il est évident que l'utilisation d'un tel dispositif doit éviter la propagation de micro-organismes d'un patient à l'autre. C'est pourquoi il pourrait s'avérer préférable de changer, entre chaque dose, les composantes qui sont, ou peuvent devenir, en contact avec le patient. Celles-ci comprennent : le silencieux, le tube de sortie et le réservoir. L'utilisation de la configuration de base requiert donc qu'on puisse désassembler l'appareil entre chaque dose de façon à remplacer les composantes susmentionnées. Il est évident que plusieurs des améliorations proposées ci-dessus encouragent fortement la stérilité et la facilité d'utilisation de l'appareil.

20

La présente invention arrive à accélérer la substance médicamenteuse de façon plus efficace et prédictible qu'avec les systèmes de l'art antérieur. En effet, le concept produit l'accélération principalement par le biais d'ondes d'expansion stationnaires dans un tube uni-dimensionnel, avec ou sans contraction.

25

On conclut que le concept exploite correctement la non-stationnarité de l'écoulement en utilisant des ondes instationnaires et prévient de plus la séparation de l'écoulement en utilisant un tube de section constante.

5

Au niveau de l'implantation du principe, les concepts proposés par la présente invention se distinguent de ceux utilisés dans l'art antérieur. En particulier, les différentes versions proposées dans l'art antérieur font appel à une configuration semblable au concept de base, incluant l'ampoule jetable de gaz comprimé. L'art antérieur propose aussi deux concepts de compression par piston, utilisant soit un gaz comprimé ou un ressort, mais dans l'art antérieur, le piston n'est pas fortement accéléré et la compression se fait essentiellement de façon statique ou quasi-statique. Nos concepts utilisant un piston libre offrent des gains importants sur une telle approche statique ou quasi-statique de l'art antérieur.

10

15

### **Bibliographie**

20

M.A.F. Kendall, N.J. Quinlan, S.J. Thorpe, R.W. Ainsworth et B.J. Bellhouse (1999) The gas-particle dynamics of a supersonic drug-delivery system, Book of Abstracts, 22nd International Symposium on Shock Waves, Londres, 19-23 juillet.

25

Il va de soi que la présente invention fut décrite à titre purement indicatif et qu'elle peut recevoir plusieurs autres aménagements et variantes sans pour autant dépasser le cadre de la présente invention tel que délimité par les revendications qui suivent.

Les réalisations de l'invention au sujet desquelles un droit exclusif de propriété ou de privilège est revendiqué, sont définies comme il suit:

1. Une seringue sans aiguille substantiellement telle que décrite  
5 dans le présent document.

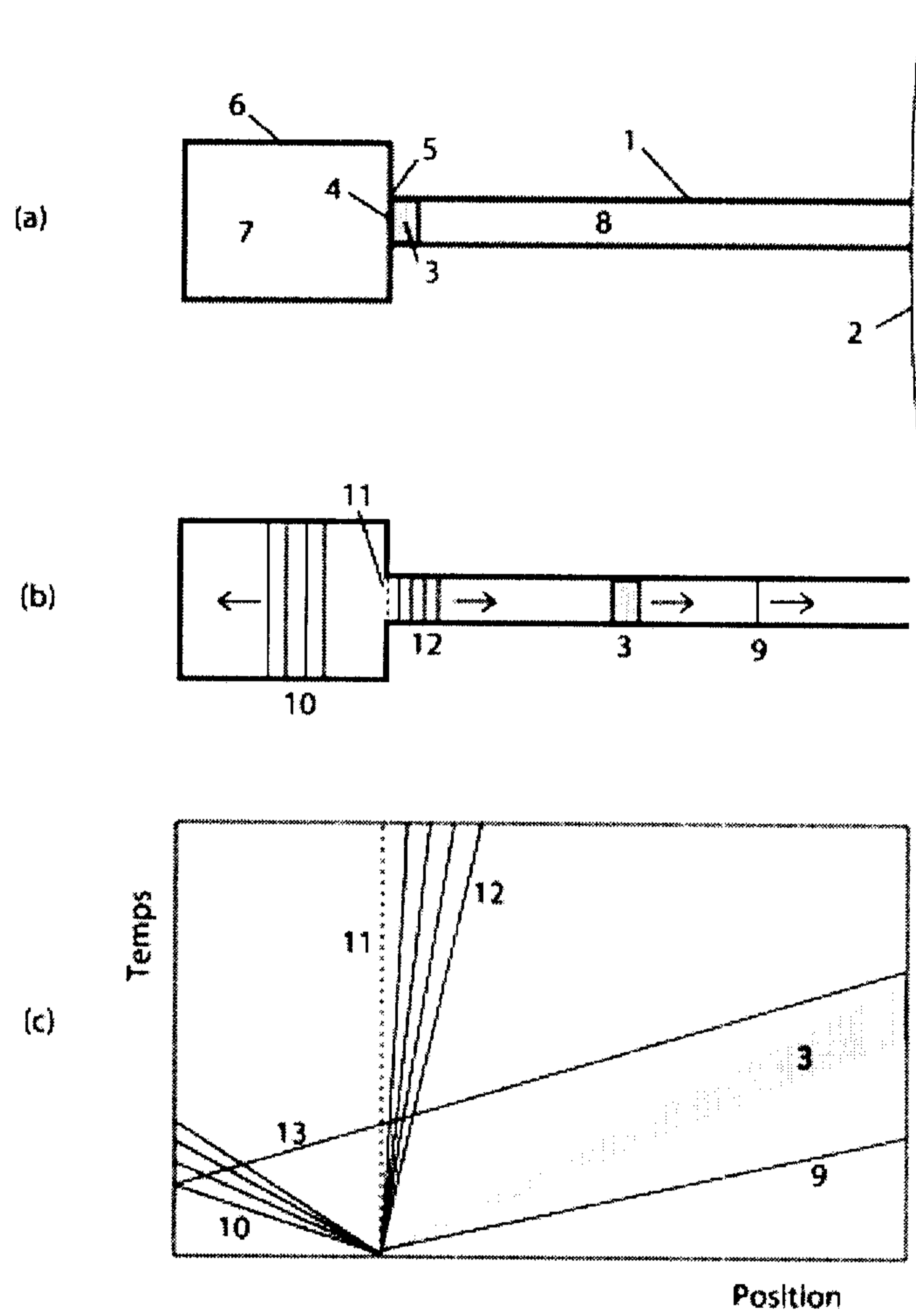


Figure 1 : Concept



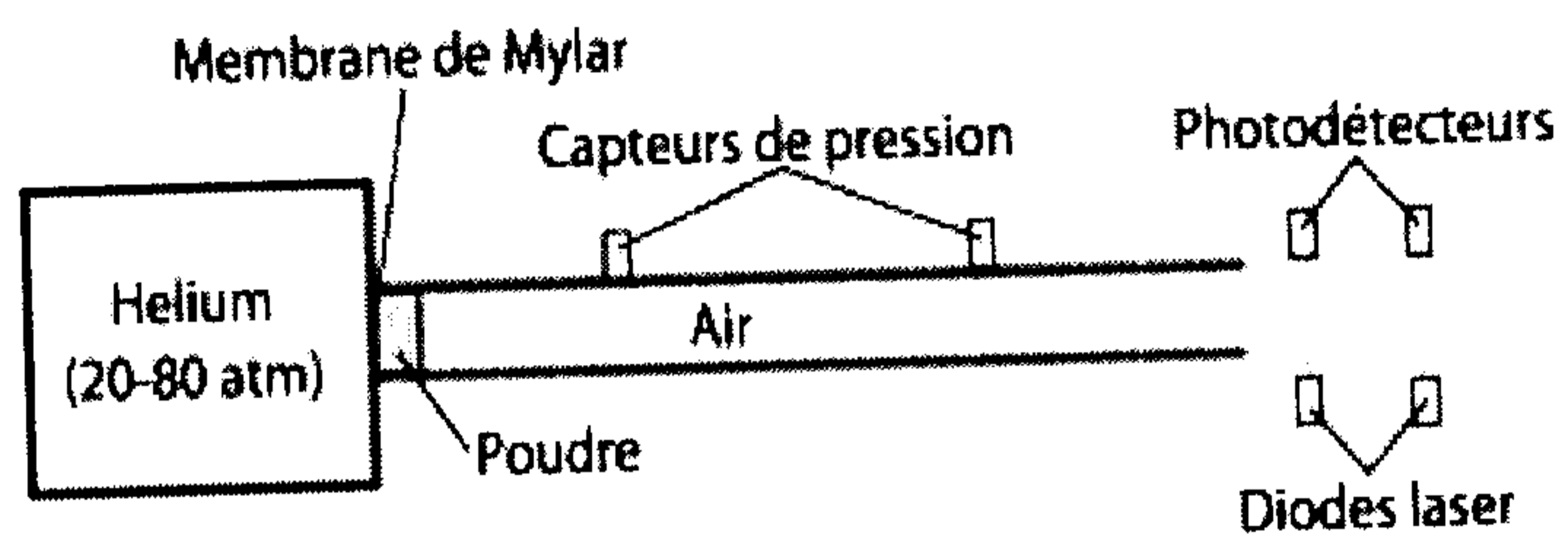


Figure 2 : Montage expérimental

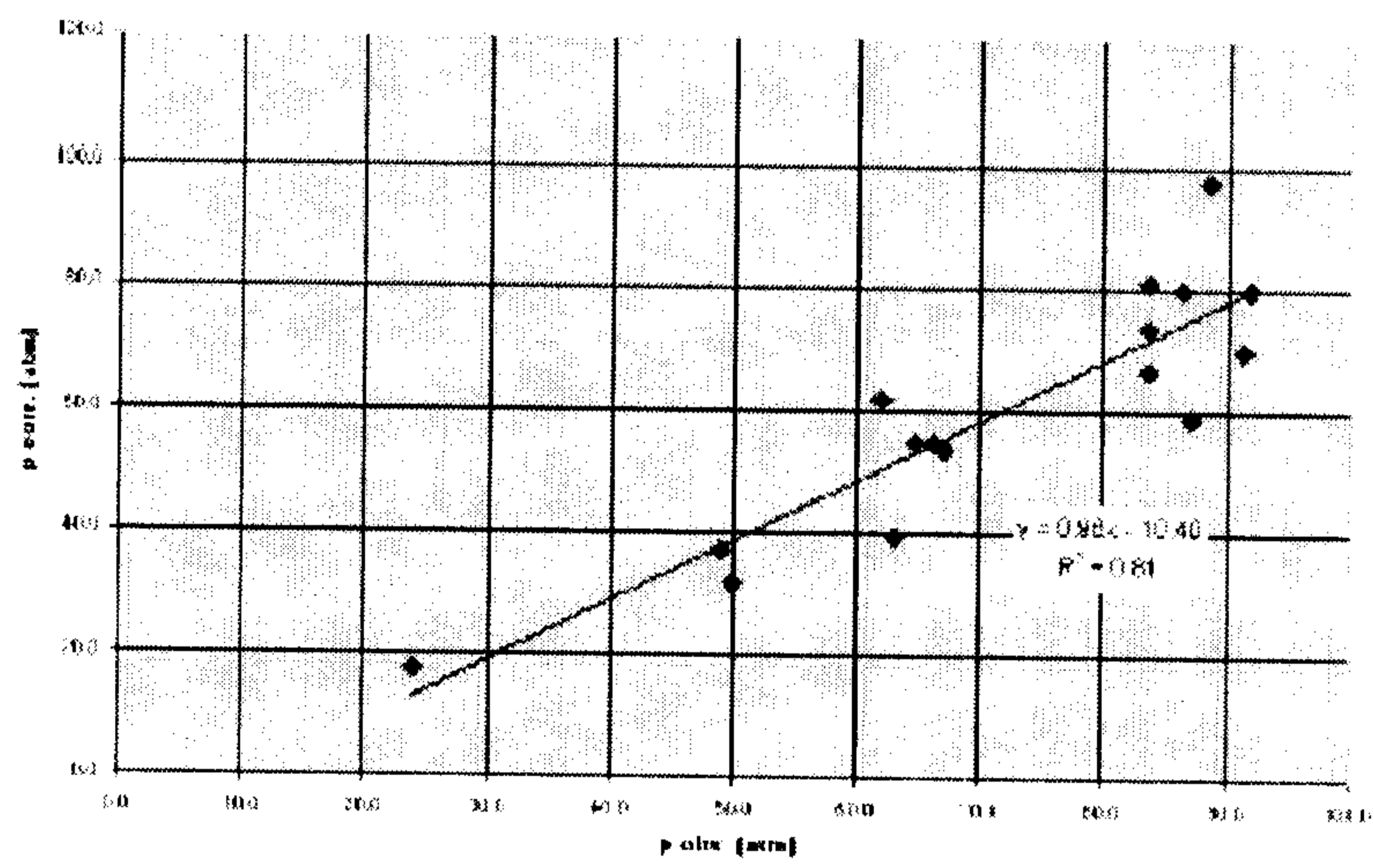


Figure 3 : Pression mesurée ( $P_{obs}$ ) en fonction de la pression corrigée ( $P_{corr}$ )

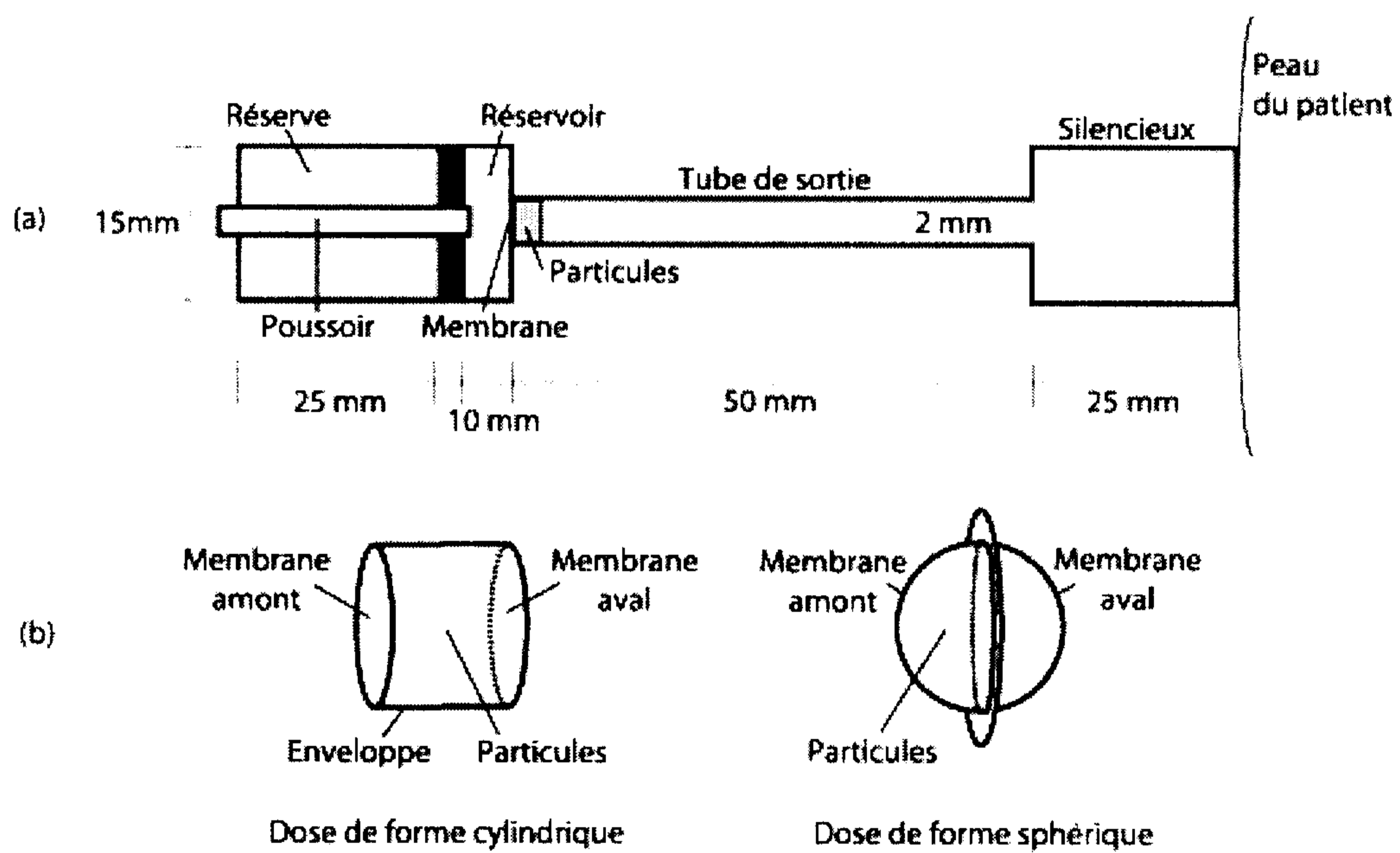


Figure 4 : Concept de base

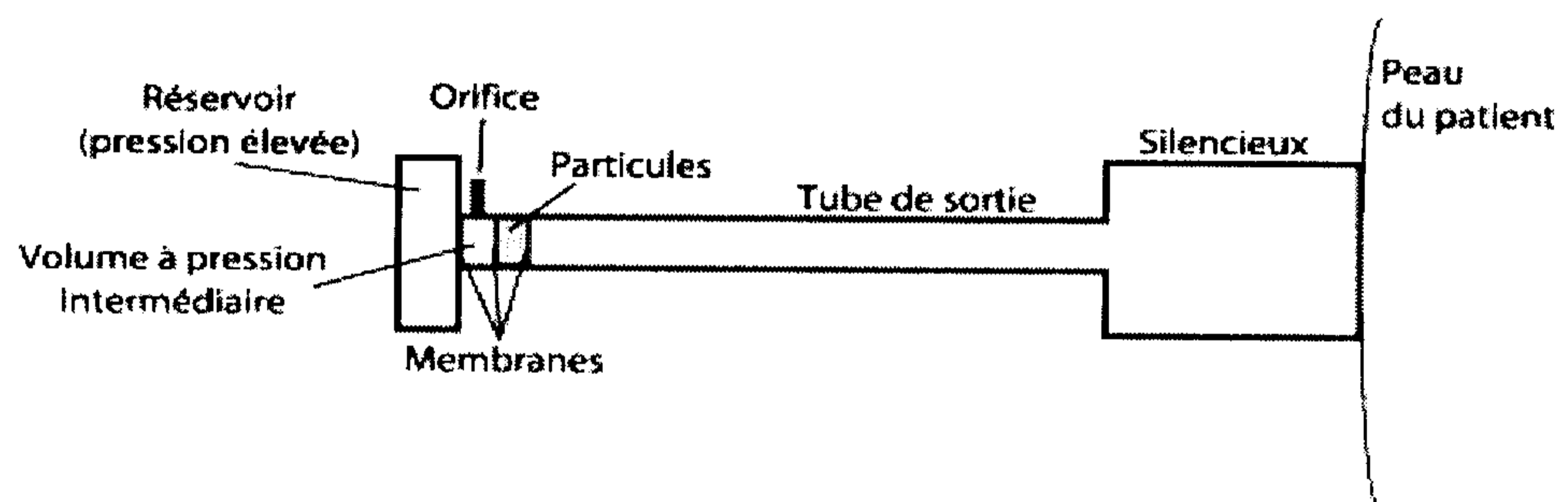


Figure 5 : Seringue jetable



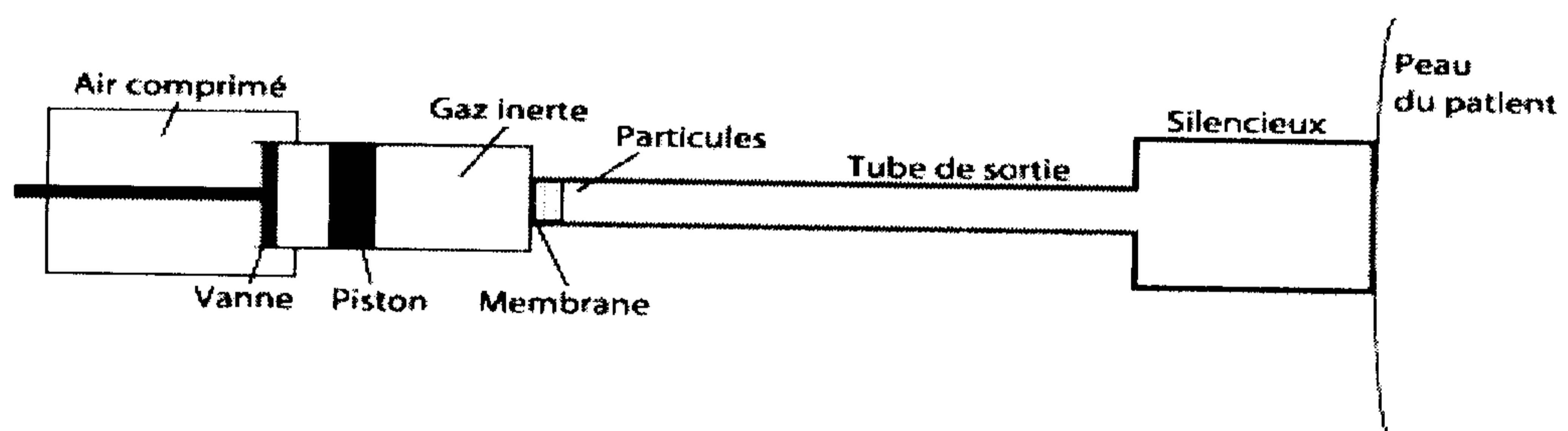


Figure 6 : Piston libre gaz

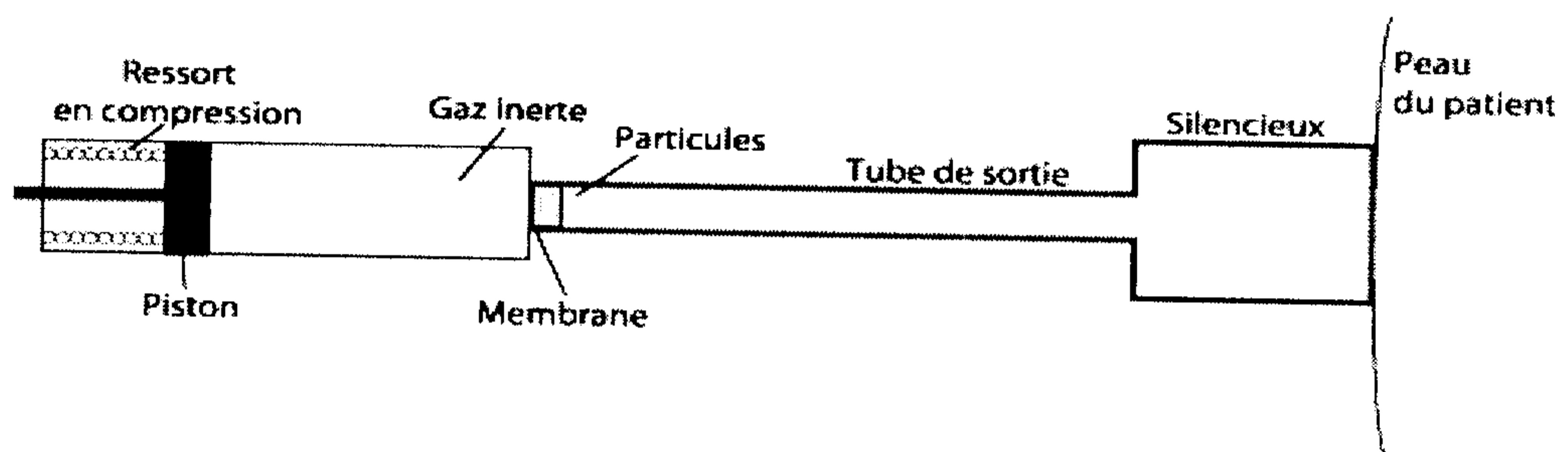


Figure 7 : Piston libre ressort

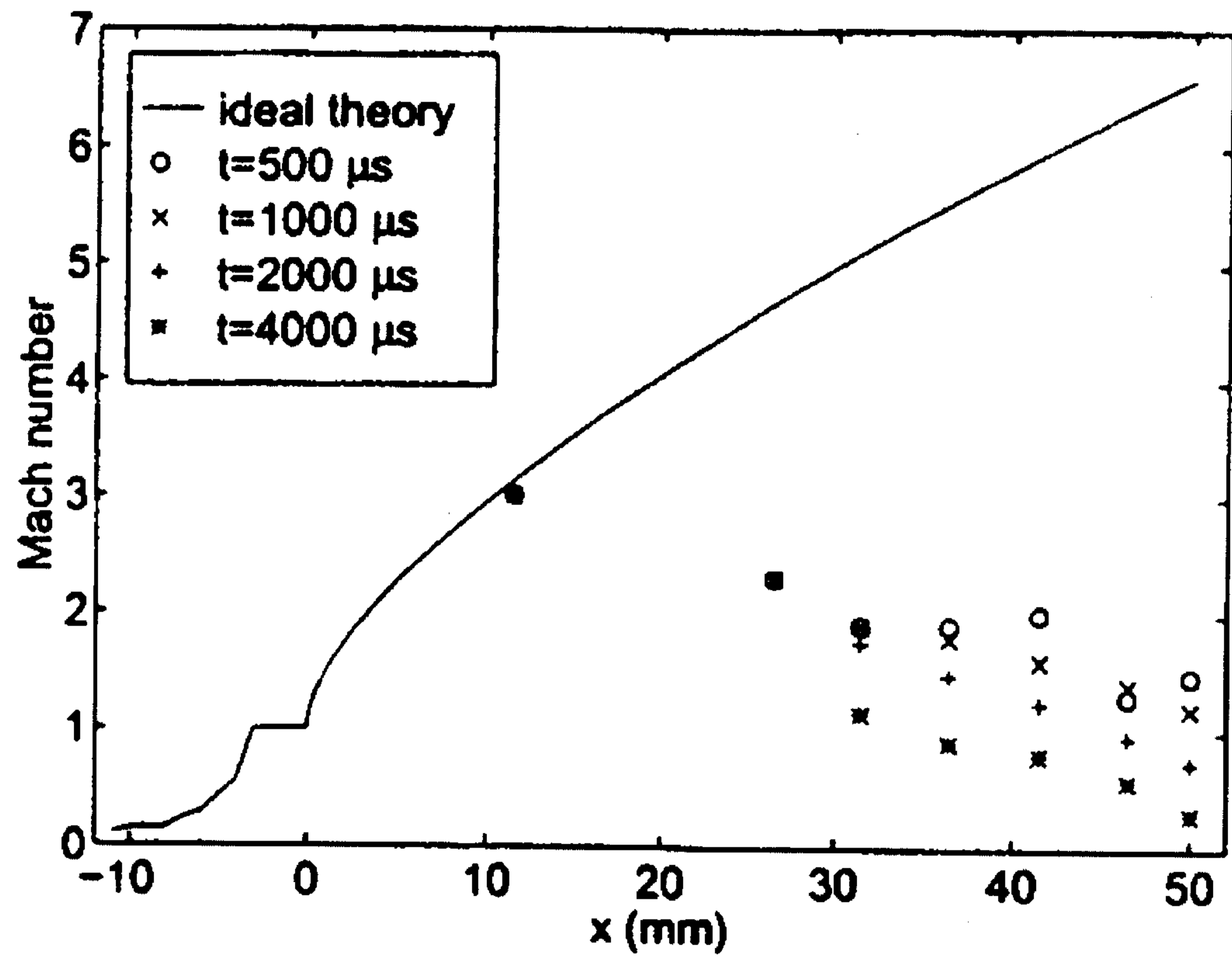


Figure 8 : Profils de vitesse calculée



