

DRAINAGE LYMPHATIQUE PNEUMATIQUE - REDUCTEUR D'OEDEMES

ETUDE TECHNIQUE

*LA PRESENTE ETUDE A ETE REALISEE SOUS LA COORDINATION DE MONSIEUR JEAN TISSOT, PROFESSEUR CERTIFIE E.P.S,
KINESITHEPEUTE. CONSEIL EN ETUDES ET RECHERCHES DES SOCIETES EUREDUC ET MEDIC AIR.*

On peut affirmer désormais que statistiquement, en matière d'oedèmes et de lymphoedèmes, les compressions pneumatiques séquentielles, associées aux contentions élastiques souples apportent les meilleures chances de réussite, à moindre risque. Les résultats obtenus avec les appareils professionnels les plus récents, ont conduit les Praticiens et Chefs des Services spécialisés, à estimer qu'il devait être possible de pérenniser ces résultats et peut être de les améliorer, en assurant le suivi du traitement par des séances effectuées à domicile. Le souhait était de voir apparaître sur le marché, un appareil simplifié et de petites dimensions, utilisable par le particulier.

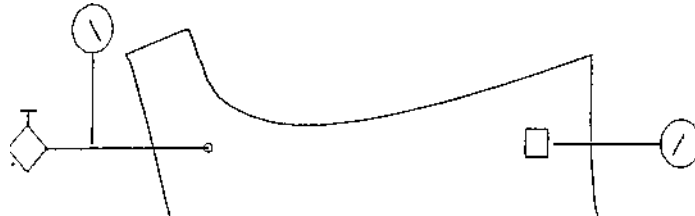
Dans un tel projet, la démarche importante est le choix du type de matériel, en fonction des deux principales composantes : la technologie à mettre en oeuvre et le prix de revient d'un tel appareil. L'alternative est alors : soit un appareil ultra simple et bon marché, soit une technique moderne, plus complexe, mais plus chère. L'appareil le plus simple étant celui qui mettrait rythmiquement en pression, puis hors pression, un manchon de compression non compartimenté. Cette technique est utilisée depuis de nombreuses années, mais elle n'a pas apporté la preuve de son efficacité. Elle est maintenant complètement dépassée, en raison du gradient de pression inverse qui s'établit pendant la mise en pression de l'élément de compression. Notion généralement ignorée, parce que volontairement passée sous silence, que faut-il entendre par "gradient de pression inverse". Au moyen d'une série de manipulations assez simples, il est possible d'en démontrer l'existence et d'en déduire les conséquences et les conclusions. Pour cela on utilisera :

- Une manchette pour le bras, puis une botte pour la jambe, non compartimentées, dites encore à enceinte unique ou non étagées. L'élément de compression utilisé sera relié à une source d'air comprimé à travers un régulateur, pour faire varier la pression, et à un manomètre pour mesurer celle-ci.

Un capteur de pression constitué par une poche souple, gonflable, reliée à un autre manomètre qui indiquera la pression dans la "poche capteur".

1ère manipulation

La "poche capteur" est gonflée à l'air, mais à pression nulle, c'est à dire à la pression atmosphérique, son manomètre indique zéro. Cette poche est alors glissée en différents endroits, à l'intérieur du fourreau gonflable, botte ou manchette, qui est mis en pression.



On peut alors constater que, quelle que soit la place de la "poche capteur" dans le fourreau et quelle que soit la pression de l'air insufflé dans celui-ci, le manomètre de la "poche capteur" indique toujours une pression supérieure à celle du manomètre du fourreau de compression.

2ème manipulation

L'opération est répétée en utilisant comme capteur, soit des poches de volumes différents, soit une manchette glissée dans une botte, soit même une botte glissée dans une autre qui est mise en pression (ces différents capteurs sont gonflés à pression nulle). Dans tous les cas, la pression lue au manomètre du capteur est toujours plus élevée que la pression lue au manomètre de l'élément mis en pression.

3ème manipulation

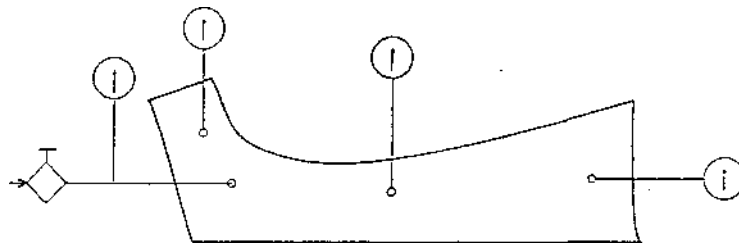
Au cours des deux manipulations précédentes, il a été remarqué des variations assez sensibles dans les pressions lues au manomètre du capteur. Considérant que l'air est facilement compressible, on peut penser que les poches remplies d'air à pression nulle, vont subir au cours des mises en pression, des déformations importantes, de nature à perturber les mesures. Une poche et son manomètre sont alors remplis avec de l'eau et l'opération est refaite sur la manchette et sur la botte. La pression indiquée par le manomètre du capteur reste nettement supérieure à la pression de l'air insufflé dans l'élément de compression.

Conclusion

On peut observer que les éléments de compression sont constitués de deux parois, ou tuniques, formant un fourreau gonflable. La pression n'est donc pas appliquée directement par l'air comprimé qu'il renferme mais à travers la tunique interne de ce fourreau. On peut donc conclure que cette tunique exerce des contraintes telles que la pression effective appliquée est plus forte que la pression de l'air insufflé dans l'élément gonflable. Ces contraintes seront appelées : effet de tunique.

4ème manipulation

Certains ont affirmé, peut être un peu légèrement, que la forme du fourreau agit dans un sens favorable sur la pression de l'air qu'il contient, ou bien, que l'alimentation en air comprimé étant placée à l'extrémité distale de celui-ci, la pression allait s'établir, progressivement en direction, dans le sens physiologique. Une simple expérience peut démontrer la futilité d'un tel propos. Sur une botte sont implantées trois prises d'air suffisamment éloignées et reliées chacune à un manomètre : la première à l'extrémité distale, au niveau du pied ; la seconde en haut, au niveau de la cuisse ; la troisième à mi distance, au niveau du genou.

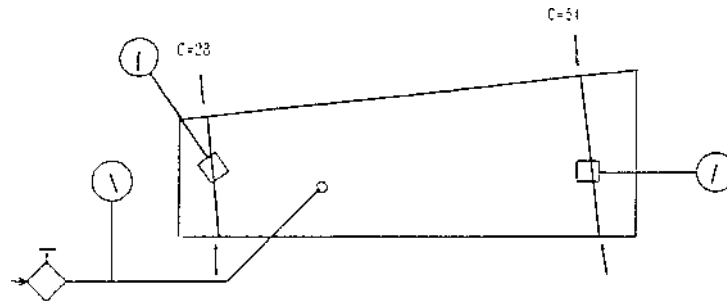


A la mise en pression, et quelle que soit la valeur de celle-ci, comme cela est logique, les trois manomètres témoins, ainsi que le manomètre de l'alimentation, indiquent tous et dans le même temps une pression rigoureusement identique.

5ème manipulation

Une question doit alors se poser : la destination de l'élément de compression, manchette pour le bras, et botte pour la jambe, ainsi que la forme conique généralement donnée à ces fourreaux, ont-elles une influence sur l'augmentation de la pression, et comment va se traduire l'effet de tunique aux différents niveaux. Pour cela, nous allons procéder à toute une série de mesure, sur une manchette dans un premier cas, puis sur une botte, qui seront mises en pression à 20, 50, 100, 150, 200, 250 et 300 millibars. Une "poche capteur" reliée à son manomètre

sera placée alternativement aux deux extrémités du fourreau de compression et la pression indiquée sera notée pour chacune des pression de l'air insufflé. La circonférence de l'élément utilisé sera mesurée à ses deux extrémités, sensiblement en regard de la "poche capteur", ainsi que la circonférence de cette poche.



Une première série de mesure est faite avec une manchette dont la circonférence distale à la droite de la "poche capteur", est de 38 cm et la circonférence proximale de 54 cm. La circonférence de la poche gonflée est d'environ 20 cm pour une longueur de 8 cm

Tableau 1 - la "poche capteur" est gonflée à l'air à pression nulle

PRESSION de l'air dans la manchette	20	50	100	150	200	250	300
PRESSION lue au manomètre de la "poche capteur" placée au niveau de la circonférence distale	36	71	130	186	245	302	360
PRESSION lue au manomètre de la "poche capteur" placée au niveau de la circonférence proximale	40	80	141	200	261	321	382
DIFFERENCE entre le haut et le bas	4	9	11	14	16	19	22

Tableau 2 - la "poche capteur" est remplie d'eau, toujours à pression nulle.

PRESSION de l'air dans la manchette	20	50	100	150	200	250	300
PRESSION lue au manomètre de la "poche capteur" placée au niveau de la circonférence distale	29	64	125	184	250	310	377
PRESSION lue au manomètre de la "poche capteur" placée au niveau de la circonférence proximale	30	68	132	196	266	328	391
DIFFERENCE entre le haut et le bas	1	4	7	12	16	18	14

A l'examen de ces deux séries de mesures, on peut déjà faire trois observations :

1. La pression enregistrée au manomètre de la "poche capteur" est nettement plus élevée que la pression de l'air insufflé dans la manchette, quelle que soit la valeur.
2. Il existe bien un gradient de pression inverse puisque la pression enregistrée en haut de la manchette, au niveau de la circonférence la plus grosse, est plus élevée que la pression enregistrée en bas, au niveau de la circonférence la plus petite.
3. La différence de pression augmente, en valeur absolue, en même temps que la pression de l'air insufflé dans le fourreau de compression.

On peut déjà penser que la conclusion sera que la valeur du gradient de pression inverse est en rapport avec la forme conique de l'élément de compression. Mais on peut objecter que ces mesures sur la manchette, ont été faites avec la même "poche capteur", en haut et en bas, alors que le bras qui sera glissé dans cette manchette, a lui même une forme conique et qu'il est plus gros à sa racine. Une troisième série de mesures est alors faite avec une poche d'une circonférence double placée en haut, soit environ 40 cm. Les deux poches sont gonflées à l'air à pression nulle.

Tableau 3 - Poches de circonférences 40 cm en haut et 20 cm en bas

PRESSION de l'air dans la manchette	20	50	100	150	200	250	300
PRESSION lue au manomètre de la petite poche placée en bas	36	71	130	186	245	302	360
PRESSION lue au manomètre de la grosse poche placée en bas	48	93	158	219	280	338	399
DIFFERENCE entre le haut et le bas	12	22	28	33	35	36	39

Contrairement à ce que nous avons supposé, la différence semble augmenter par rapport aux deux séries de mesures.

Sème manipulation

Trois séries de mesures rigoureusement identiques sont pratiquées avec une botte, dont la circonférence proximale est de 68 cm et la circonférence distale de 39 cm, à peu près la même qu'en bas de la manchette.

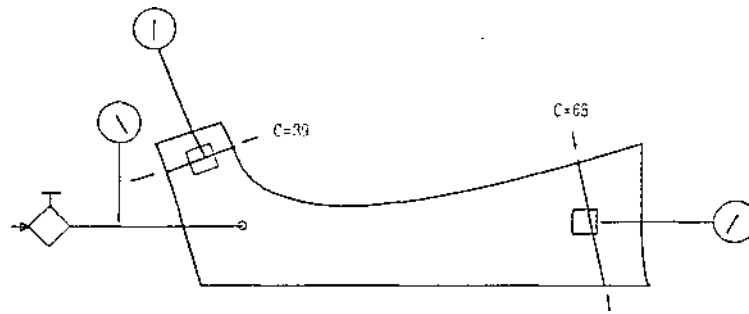


Tableau 1 - Poche identique en haut et en bas gonflée à l'air à pression nulle ($c = 20$ cm).

PRESSION de l'air dans la botte	20	50	100	150	200	250	300
PRESSION lue au manomètre/capteur de la poche placée au niveau du pied	26	61	112	166	215	271	328
PRESSION lue au manomètre/capteur de la poche placé au niveau de la cuisse	35	73	138	195	256	322	388
DIFFERENCE	9	12	26	29	41	51	60

Tableau 2 - Même "poche capteur" remplie d'eau à pression nulle

PRESSION de l'air dans la botte	20	50	100	150	200	250	300
PRESSION lue au manomètre de la "poche capteur" placée au niveau du pied	30	62	118	178	238	295	364
PRESSION lue au manomètre de la "poche capteur" placé au niveau de la cuisse	35	76	153	221	292	367	443
DIFFERENCE	5	14	35	43	54	72	79

Tableau 3 - Poche de 40 cm de circonférence placée en haut, niveau cuisse et poche de 20 cm de circonférence placée en bas, niveau pied. Les poches sont gonflées à l'air pression nulle.

PRESSION de l'air dans la botte	20	50	100	150	200	250	300
PRESSION lue au manomètre de la petite "poche capteur" - niveau pied	32	63	114	170	216	272	328
PRESSION lue au manomètre de la grosse "poche capteur" - niveau cuisse	42	90	148	210	272	340	401
DIFFERENCE	10	27	34	40	56	68	73

Les différences de pression sont plus importantes sur la botte que sur la manchette.

GRADIENT DE PRESSION INVERSE

Ne disposant pas d'un matériel de laboratoire très précis, ces mesures ont été faites avec des composants industriels. Des variations importantes sont apparues qui ont nécessité de répéter de nombreuses fois chaque mesure, pour obtenir des moyennes significatives. Ces variations sont dues au manque de précision des manomètres, aux déformations des poches capteurs sous l'effet des pressions différentes et aux plis qui se forment nécessairement dans la tunique interne des fourreaux de compression. Elles restent néanmoins, parfaitement valables puisque les différences se font toujours dans le même sens et pour des valeurs suffisamment proches. On peut donc en tirer deux conclusions fondamentales :

1. le gradient de pression inverse est bien une réalité, en rapport avec la forme conique des éléments de compression, la pression la plus forte s'établissant au niveau de la plus grande circonférence, donc au niveau de la partie la plus volumineuse.
2. La valeur de ce gradient inverse est, par voie de~ conséquences, plus important sur une botte que sur une manchette.

RAPPORT AVEC LA PHYSIOLOGIE

La pression hydrostatique dans les vaisseaux de la circulation de retour, est extrêmement faible comparée à la pression artérielle. De plus, à la racine des membres, aine et aisselle, même les vaisseaux profonds qui drainent la plus grande partie de la masse liquidienne en circulation, se trouvent être moins bien protégés et plus accessibles aux pressions extérieures. C'est également à ce niveau, que se trouvent les complexes ganglionnaires et vasculo-nerveux importants. Or paradoxalement, c'est là, ainsi que nous venons de le voir, que la pression appliquée par les fourreaux mono alvéolaires, est la plus forte. On peut

donc en conclure qu'un drainage efficace et sans danger ne peut être obtenu avec ces éléments de compression.

AU PLAN DE LA TECHNOLOGIE

Les appareils pour compressions pneumatiques intermittentes vont se diviser en trois catégories :

Les appareils de la première génération

Ce sont ceux que nous venons d'étudier et qui mettent en pression des manchons non compartimentés. Faute de mieux, il a bien fallu s'en accommoder et on peut faire à leur sujet deux remarques :

1. La majorité des auteurs s'accordent à dire qu'ils ont été plus particulièrement inopérants au niveau des affections des membres inférieurs ; ce qui est logique puisque nous venons de voir que le gradient de pression inverse est plus important sur une botte que sur une manchette.
2. Les constructeurs de ces appareils ont en général, limité leur pression maximale possible à un niveau très bas, parfois inférieur à 100 millibars, ce qui est une sage précaution puisqu'il semble que c'est aux environs de cette pression que la valeur du gradient inverse devient supérieure à la pression hydrostatique dans les vaisseaux de la circulation de retour.

Les appareils actuels : à gradient de pression dynamique

Ils sont représentés par les appareils dont les éléments de compression sont divisés en un certain nombre d'enceintes, ou alvéoles, indépendantes, mises en pression successivement dans le sens distal / proximal. Cette onde de pression qui se déplace dans le sens physiologique, crée un gradient de pression dynamique. Cette façon de procéder élimine en grande partie les inconvénients du gradient inverse. Il convient toutefois de rester très prudent sur la façon dont est réalisée la division en alvéoles gonflables séparément. En effet, sur certains éléments, la division est réalisée par un simple collage annulaire entre les deux tuniques qui composent le fourreau. Chaque enceinte applique alors une compression en bracelet, séparée de la suivante par une zone large où aucune pression ne s'exerce : effet de garrots successifs. Dans d'autres cas, pour réduire la largeur de ces zones sans pression, on a multiplié le nombre des enceintes, parfois jusqu'à 12. On utilise dans ce cas des poches indépendantes contenues dans un fourreau de maintien. C'est déjà un progrès, mais cela ne résoud pas totalement le problème. La seule façon logique de procéder, consiste à permettre aux deux tuniques du fourreau, de s'écarter largement l'une et l'autre. Ceci ne peut être réalisé qu'au moyen de cloisons internes reliant les deux parois.

Les appareils de l'avenir : le gradient de pression statique

La mise en pression séquentielle de plusieurs enceintes, même convenablement réalisées, réduit considérablement les inconvénients du gradient de pression inverse. Mais elle ne le supprime pas, si toutes ces enceintes sont à la même pression, puisque le fourreau conserve sa forme conique. Il convient donc de concevoir une technique qui permette de l'éliminer.

GRADIENT DE PRESSION STATIQUE

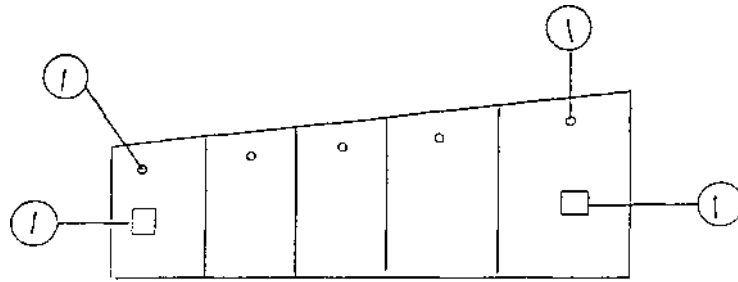
Deux modes de réalisation peuvent être imaginés :

1. Puisque nous avons vu que la pression la plus forte était appliquée en regard de la circonférence la plus grande, il est théoriquement possible de concevoir des éléments de compression qui seraient conique à l'envers, c'est à dire plus volumineux à leur extrémité distale. Malheureusement, de tels éléments seraient terriblement encombrants. De plus, le volume d'air à mettre en pression serait considérablement augmenté et nécessiterait un générateur d'air comprimé puissant et par conséquent volumineux et bruyant.
2. Une solution plus simple peut être trouvée en agissant sur les moyens de distribution de l'air comprimé, qui seront alors agencés de telle façon que la pression dans les différentes enceintes de l'élément de compression, soit dégressive dans le sens distal / proximal. Cette façon de procéder offre deux avantages : elle permet de conserver le gradient de pression dynamique de la mise en pression séquentielle des enceintes, qui agit sur les liquides en circulation des vaisseaux de retour ; elle donne une direction au déplacement des liquides extra cellulaire, puisque la pression est plus forte en bas qu'en haut et même d'une enceinte quelconque par rapport à l'enceinte sus-jacente.

GRADIENT DE PRESSION STATIQUE / GRADIENT INVERSE

La valeur du gradient statique de pression devra être calculée pour permettre le déplacement de la masse liquidienne extra-cellulaire, mais également, dans les cas extrêmes, pour compenser la valeur du gradient inverse qui devient, ainsi que vu précédemment, très importante dans le cas d'une botte utilisée aux pressions fortes. Il devient donc intéressant de savoir comment et dans quelles limites, le gradient statique va compenser les effets du gradient inverse.

Pour cela, nous utiliserons une manchette à 5 compartiments, mise en pression à partir d'un appareil générateur d'air comprimé, capable de créer un gradient de pression statique. Les deux enceintes extrêmes, distale et proximale, seront reliées chacune à un manomètre. On connaîtra ainsi, la valeur du gradient statique de la pression de l'air insufflé dans ces deux enceintes. Deux poches capteurs avec chacune son manomètre seront placées comme dans les manipulations précédentes, aux deux extrémités de la manchette, c'est à dire en regard des deux enceintes extrêmes.



7ème manipulation

Les mesures seront faites à partir des pressions de base suivantes : 20, 50, 100, 150, 200, 250 et 300 millibars. Par pression de base, il faut entendre la pression de la dernière enceinte, proximale. C'est celle qui a la pression la moins élevée. La manchette a les mêmes dimensions extérieures que la manchette non compartimentée, testée précédemment et les poches sont identiques. On notera :

- la pression dans l'enceinte proximale : égale à la pression de base
- la pression dans l'enceinte distale : plus élevée en raison du gradient statique
- la différence entre ces deux pressions : valeur du gradient statique exprimé en %
- les pressions lues aux manomètres des poches capteurs placées dans les enceintes proximale et distale, dont la différence sera le gradient résultant, effectivement appliqué, exprimé en %.

Tableau 1 - Manchette. Capteurs remplis d'eau pour minimiser les déformations

PRESSION de base, manomètre appareil	20	50	100	150	200	250	300
PRESSION au manomètre de l'enceinte proximale	20	50	100	150	200	250	300
PRESSION de la poche correspondante	32	64	126	186	252	315	392
PRESSION au manomètre de l'enceinte distale	39	80	144	205	246	290	336
PRESSION de la poche correspondante	48	94	168	240	292	346	400
GRADIENT de pression statique (en %)	95	60	44	36	23	16	12
GRADIENT résultant (en %)	50	40	33	29	16	10	2

Sème manipulation

La même manipulation, dans les mêmes conditions, est faite avec une botte

Tableau 2 - Botte. Capteurs remplis d'eau pour minimiser les déformations

PRESSION de base, manomètre appareil	20	50	100	150	200	250	300
PRESSION au manomètre de l'enceinte proximale	20	50	100	150	200	250	300
PRESSION de la poche correspondante	30	70	128	188	258	318	390
PRESSION au manomètre de l'enceinte distale	38	75	135	190	245	294	336
PRESSION de la poche correspondante	46	88	148	205	266	321	369
GRADIENT de pression statique (en %)	90	50	35	26	22	17	12
GRADIENT résultant (en %)	53	25	15	9	3	-1	-5

Conclusions

Les manipulations ci-dessus, réalisées sur une manchette et une botte à 5 compartiments mis en pression au moyen d'un appareil à gradient de pression statique automatique, autorisent plusieurs conclusions :

Gradient statique

La valeur de celui-ci varie à l'inverse de la pression ; il diminue lorsque celle-ci augmente. Le phénomène est la conséquence :

de la compressibilité de l'air en fonction de la pression,

d'un choix technologique des moyens utilisés pour créer ce gradient statique.

Gradient résultant

Nous avons appelé gradient résultant, la pression enregistrée aux manomètres des poches capteurs. Il est le résultat de l'action opposée du gradient de pression statique et du gradient inverse, mis en évidence au cours des manipulations précédentes. Le fait que ce gradient résultant est toujours inférieur au gradient statique, apporte bien la confirmation de l'existence d'un gradient inverse et des contraintes exercées par la tunique interne des éléments de compression.

Traitements au niveau du membre supérieur

Les mesures exécutées avec une manchette, tableau 1 - manipulation 7, nous montrent que le gradient résultant reste toujours positif, même aux pressions fortes. Par conséquent, les applications au niveau du bras peuvent se faire sans précautions particulières dans toute la plage des pressions nécessaires.

Traitements au niveau du membre inférieur

A l'inverse, tableau 2 - manipulation 8, on peut constater que le gradient résultant devient négatif aux environs de 250 millibars. Cela est dû au fait que la botte a une forme conique plus accentuée. Par conséquent, les applications au niveau de la jambe demanderont plus de réflexion. Il conviendra alors, soit de limiter la pression maximale, soit d'agir sur la durée de compression globale, toutes enceintes en pression.

APPAREILS PROFESSIONNELS / APPAREILS INDIVIDUELS

Appareils professionnels

Les appareils destinés aux Praticiens, appelés à être utilisés dans des cas très différents, devront permettre d'appliquer autre chose qu'un traitement de routine préétabli par le constructeur. Ils devront donner accès à différents paramètres :

- réglage de la pression sur une plage suffisamment étendue : 300 millibars au minimum,

réglage de la vitesse de déplacement de l'onde de pression appelée gradient dynamique, c'est à dire : vitesse de la mise en pression successive des •
enceintes,

- réglage de la durée de la compression globale, toutes enceintes en pression, en augmentation pour agir sur la masse liquidienne interstitielle, et en réduction pour augmenter la valeur du gradient de pression statique,

enfin, réglage de la durée du repos qui sépare chaque séquence de compression.

Appareils individuels

C'est à leur sujet et en vue de leur conception que la présente étude a été réalisée. On peut en déduire, que sur le plan des traitements à domicile, deux types d'appareils peuvent être réalisés :

Dans le premier cas, pour des raisons de prix de revient, l'appareil est ultra simple et ne peut mettre en pression qu'un, ou des, manchons non compartimentés. Ce type d'appareil doit être exclusivement réservé à la prévention de la maladie Thrombo-embolique. Le fourreau de compression

sera de préférence cylindrique et sa longueur ne devra pas excéder le tiers de la longueur du membre intéressé. La pression sera faible et suffisante pour mobiliser et renvoyer dans le réseau profond les liquides en circulation dans le réseau superficiel.

Dans le deuxième cas, l'appareil est destiné à assurer le suivi d'un traitement de réduction d'oedème. On ne peut plus maintenant, qu'envisager un appareil à double gradient de pression, statique et dynamique. Il sera une simplification des appareils professionnels :

La pression sera réglable sur une plage moins étendue et, en particulier, limitée dans le cas des applications au niveau du membre inférieur.

La temporisation sera fixe et pré-établie après concertation entre praticiens et techniciens. Elle visera à déterminer le rapport entre la durée de la mise en pression des enceintes, la durée de la compression globale et la durée du repos séparant chaque mise en pression.