

Étude expérimentale du drainage musculaire

Pascal Guesdon^a, José-Maria Fullana^{b,*}, Patrice Flaud^a

^a Matière et systèmes complexes, Paris 7 – UMR 7057, 2, place Jussieu, 75251 Paris cedex 05, France

^b Service de Biophysique, Laboratoires Innothera, 7–9, avenue, François-Vincent-Raspail, 94110 Arcueil, France

Reçu le 4 juillet 2006 ; accepté après révision le 13 mars 2007

Disponible sur Internet le 19 avril 2007

Présenté par Patrick Huerre

Résumé

Nous présentons un montage expérimental qui modélise le processus de drainage des veines musculaires pendant l'activation des muscles du mollet. Un tube collable est placé verticalement dans une enceinte hermétique connectée à un réservoir capable de fournir des pressions extérieures contrôlées. Dans le cas d'un drainage correspondant à une marche rapide, nous montrons qu'un phénomène de limitation de débit se produit et que le drainage se fait lentement. Nous présentons des simulations numériques qui montrent qu'un passage critique, similaire aux ondes de choc dans les fluides compressibles, est à l'origine du phénomène. **Pour citer cet article :** P. Guesdon et al., C. R. Mecanique 335 (2007).

© 2007 Académie des sciences. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Abstract

Experimental study of muscular draining. We present an experimental setup representing muscular draining in the lower leg. A collapsible tube is placed vertically in a hermetic chamber connected to a variable pressure tank. With the help of electrovalves we study a draining corresponding to walking. When the external pressure is raised a phenomenon of flow limitation appears and the draining time is very long. We also present numerical simulations showing that a critical passage subcritical supercritical originates the flow limitation. **To cite this article:** P. Guesdon et al., C. R. Mecanique 335 (2007).

© 2007 Académie des sciences. Publié par Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Mots-clés : Biomécanique ; Drainage musculaire ; Muscles du mollet

Keywords: Biomechanics; Muscular draining; Calf muscles

Abridged English version

Veins have flexible walls that collapse when the transmural pressure p_t (defined as the difference between the internal p_i and extravascular pressures p_e) becomes negative. In this situation the interaction between the fluid and the structure can originate various nonlinear phenomena (flow limitation, forced oscillations). In this Note we present an experimental setup designed to model the draining processes that occurs in the muscular veins resulting from the muscular activity. An important element in a draining process is the muscular activity of the calf—the calf pump. The

* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : jose-maria.fullana@innothera.com (J.-M. Fullana).

calf pump helps the venous return, and in a normal situation a consequence is a normal ambulatory venous pressure (AVP). The AVP is defined as the minimum of the internal pressure at a very distal position, located at marginal vein. If the calf pump fails, the AVP raises and generates an ambulatory venous hyper-pressure that is known as one of possible starting point for the vascular illness.

In the experimental setup, a collapsible tube is placed vertically into a hermetic chamber connected to a variable pressure tank (Fig. 1(a)). Inside the chamber, the tube can be surrounded either by air or water. The chamber was connected to a tank filled with compressed air; this system provides the pressure inside the chamber—so external to the collapsible tube—similar to the intramuscular pressure during muscular activity. The controlled experimental setup can model a very quick switch between a high positive pressure to a sub pressure situation similar to those founded on physiological experiences in the venous legs during muscular activity. We model the normal function of the intramuscular venous system, where the fluid flowing only in the upper direction, with the help of electro-valves. This process exhibits a variety of interesting phenomena: purely propagative behavior, followed by a quasi steady draining that reminds the dynamics of very viscous systems.

We present a simple mathematical model based on averaged dynamic variables (velocity U , area A , and internal pressure p_i) (see Eqs. (1)). To close the system of equations, we add a tube law $p_i - p_e = F(A/A_0)$ that relies the tube area A to the pressure, A_0 being the neutral area when $p_i = p_e$. The details of the numerical implementation are in Ref. [1].

For the numerical computations, we use the experimental external pressure signal p_e as an input. The model has no free parameters.

In a draining situation the tube is fulfilled at the initial condition and we impose the external pressure in the hermetic chamber outside of the tube. The temporal variation of the external pressure is the motor of the system. When we raise slowly the external pressure the fluid flows in the upper direction in phase with the external pressure. By contrast, when the external pressure rises quickly the elastic tube is contracted near of the exit section and the phenomenon of flow limitation appears, stopping the flow. Fig. 1(b) presents the experimental pressures as function of time (red = external, blue = internal bottom, green = internal top). As stated above, after the start of the flow ($t \sim 2$ s) the flow rate rises and stops rapidly while the external pressure still increases. We observe that after 10 s the external pressure reaches 35 kPa (it is usually the intra muscular pressure when walking) but we still have little flow at the exit of the system. The whole empty process takes around of 60 s.

Fig. 2(a) shows the time evolution of the tube area: the initial condition at the left for $t = 0$ and from the left to the right for times $t = 1, 2, 5$ and 10. At ~ 1 s a critical zone appears, the flow passes from such zone subcritical–supercritical–subcritical and generates a head loss. The critical zone is similar to the wave shocks in compressible fluids, here it manifests when the flow velocity U is greater than the wave velocity $c = (\frac{A}{\rho} \frac{dF}{dA})^{1/2}$.

The experimental results show that in this situation the calf volume could remain constant during walking activity by a phenomenon of flow limitation. This has, at least, two direct consequences: (1) a poorer flow of the oxygenated blood coming into the micro circulatory system; and (2) the diminution of the calf performance. The experimental setup will allow us to recreate more realistic situations because the experiment can be axially accelerated to model the acceleration found while walking or running.

1. Introduction

Les veines ont des parois flexibles qui collapent dès que la pression transmurale p_t , c'est-à-dire la différence entre les pressions interne et extra-vasculaire $p_i - p_e$ devient négative. Cette situation engendre des interactions fluide-structure non linéaires entre les pressions et la géométrie du vaisseau. Ces interactions peuvent donner lieu à des phénomènes divers tels que des oscillations forcées ou une limitation de débit. Ces phénomènes participent au contrôle du retour veineux qui assure le fonctionnement normal de la circulation sanguine.

Malgré les nombreuses évidences physiologiques de l'effet du drainage veineux sur l'ensemble de la macrocirculation, l'étude des veines in situ n'a que dernièrement attiré l'attention des chercheurs. Il y a peu de temps encore, les physiologistes n'accordaient au retour veineux qu'un rôle de stockage du sang. Dans le cadre de notre programme de recherche sur les effets de la compression élastique sur la circulation sanguine pendant la marche [2–4] nous étudions les différents composants du réseau veineux jambier, leurs implications dans le retour veineux et la conséquence de leurs anomalies de fonctionnement. Un élément fondamental dans le drainage veineux est l'activation musculaire du mollet pendant la marche («pompe du mollet»). Cette pompe est un relais qui aide le coeur dans le retour veineux.

Une conséquence de son activité normale est la diminution de la pression veineuse ambulatoire (PVA), définie comme la pression interne dans la veine saphène distale située au niveau de la cheville. Dans le cas d'un dysfonctionnement musculaire et/ou d'incontinence valvulaire, la PVA est plus élevée générant une hyper-pression ambulatoire souvent considérée comme point de départ des maladies vasculaires d'origine veineuse.

Dans cette Note nous présentons un montage expérimental qui modélise le processus de drainage des veines musculaires pendant l'activation des muscles du mollet. Un tube collable est placé verticalement dans une enceinte hermétique connectée à un réservoir capable de fournir des pressions extérieures contrôlées. Les pressions du réservoir sont commandées en durée et en amplitude et modélisent l'activité musculaire. Avec l'aide de deux électro-vannes (qui représentent le système valvulaire), l'une située à la partie supérieure et l'autre à la partie inférieure du tube, deux modes de drainage pendant cette activation peuvent être étudiés : le fonctionnement normal où le fluide s'écoule vers le haut du système et le fonctionnement pathologique où il peut également s'écouler aussi vers le bas.

L'expérience de drainage représente une transition rapide entre une situation où la pression transmurale $p_t = p_i - p_e$ est grande et positive (muscle relâché) et une autre où elle est grande et négative $p_e \gg p_i$ (contraction musculaire). Cette situation conduit à l'observation d'une grande variété de comportements propagatifs. Nous présentons ici des données expérimentales simulant un drainage rapide que nous confronterons ensuite à un modèle numérique.

Cette Note est divisée en deux sections : la Section 2 décrit le dispositif expérimental, les protocoles de mesures et le modèle numérique, et dans la Section 3 nous présentons les données expérimentales correspondant à un drainage rapide dans une situation non pathologique, leurs simulations numériques ainsi que la discussion des résultats obtenus.

2. Dispositif expérimental et modèle numérique

Le problème traité ici s'inscrit dans le cadre d'une étude plus large sur l'effet des accélérations dues à la marche sur le réseau jambier [4]. Le dispositif expérimental dont nous n'utilisons qu'une partie des potentialités est présenté sur la Fig. 1(a).

Le banc hydrodynamique est composé de trois enceintes. Les enceintes haute, mise à la pression atmosphérique (5) et basse (3) sont reliées aux deux extrémités du tube élastique, extrémités qui sont chacune équipées d'un capteur de pression (7) et d'une sonde US-Doppler (8) pour les mesures de vitesses. Les sondes US-Doppler sont installées sur des tubes rigides (2) connectés au tube flexible situé dans l'enceinte centrale et sont utilisées pour évaluer les débits en fonction du temps. Pour mesurer les pressions nous utilisons un transducteur à déplacement (O'MICRON, type OMP02) dont la plage de fonctionnement est comprise entre 0 et 100 kPa avec une précision de 0,1%. Située dans l'enceinte basse, une électro-vanne (15) permet la vidange par le bas si nécessaire, elle joue le rôle d'une valvule

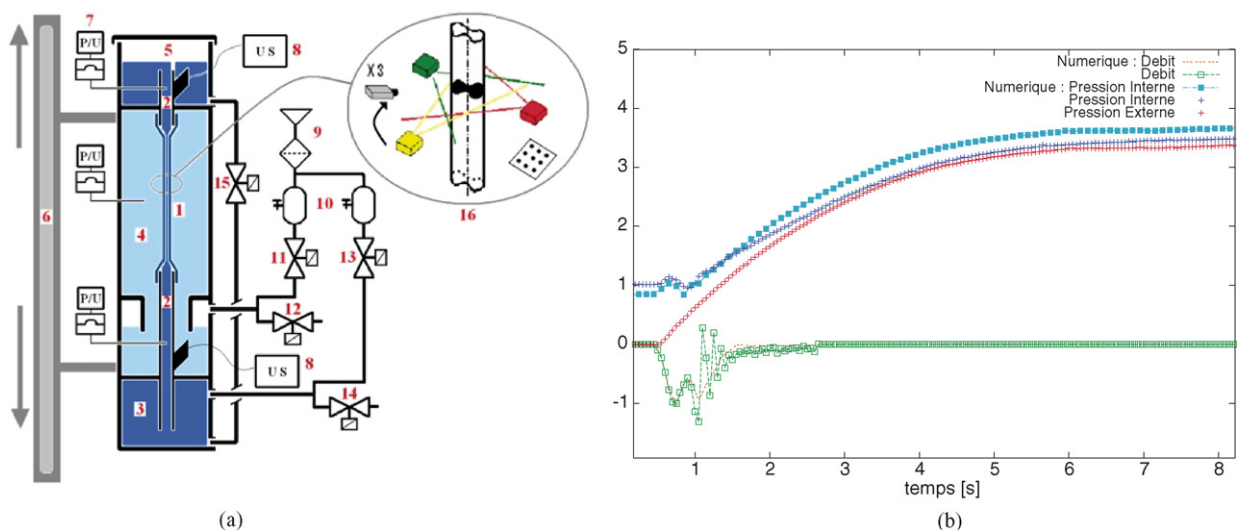


Fig. 1. (a) Dispositif expérimental (description dans le texte). (b) Données expérimentales : pressions en fonction du temps lors d'un drainage à haute pression (rouge = pression externe, bleu = enceinte basse, vert = débit).

Fig. 1. (a) Experimental setup (see text). (b) Experimental data (red = external pressure, blue = internal pressure bottom, green = flow rate).

veineuse. L'enceinte centrale (4) est étanche avec, à l'intérieur, un tube élastique (1) qui modélise une veine. Les conditions de similitude dynamique (viscosité du fluide, diamètres) respectent les conditions physiologiques rencontrées dans les grandes veines musculaires. Le tube élastique a un diamètre de 12 mm et une épaisseur de 4/10 mm. Cette enceinte est connectée à un dispositif de mise sous pression variable (10) qui permet de moduler la pression extérieure au tube élastique. Un système optique de haute définition (16) solidaire de l'enceinte centrale permet d'obtenir l'aire de la section droite du tube en fonction du temps ; il est composé de trois caméras digitales qui récupèrent les images formées par l'intersection du tube avec une nappe laser perpendiculaire à celui-ci. Après un traitement du signal, nous obtenons une évaluation très précise de l'aire du tube et de sa topologie. Ce dispositif expérimental permet de simuler les phénomènes hémodynamiques qui apparaissent dans les veines musculaires lors de la marche dans un cas normal (élecro-vanne fermée dans l'enceinte basse) et pathologique (la même élecro-vanne ouverte). Au début de chaque expérience la pression externe $p_e(t)$ est imposée dans l'enceinte centrale et nous enregistrons l'évolution temporelle des pressions et des débits dans les enceintes haute et basse.

Le modèle numérique proposé est basé sur des variables moyennées sur une section de tube. La vitesse moyenne U , l'aire A de la section transversale et la pression p_i dans le fluide sont donc les trois paramètres qui déterminent l'état de l'écoulement et de la section à tout instant t et en toute abscisse z . On suppose l'écoulement instationnaire et incompressible. La conservation de la masse et de la quantité de mouvement s'écrivent

$$\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial z}(AU) = 0 \quad \text{et} \quad \rho \frac{\partial U}{\partial t} + \rho U \frac{\partial U}{\partial z} = -\frac{\partial p_i}{\partial z} + \rho g - f_v \quad (1)$$

Pour fermer ce système d'équations, il faut ajouter une loi d'état $p_i - p_e = F(A/A_0)$ qui permet de relier l'aire de la section transversale A à la pression interne, où A_0 est la section du tube non déformé. Les autres paramètres sont la masse volumique ρ , la gravité g et un terme de friction f_v qui tient compte des effets visqueux (les détails du modèle sont renseignés dans la Réf. [1]). Pour le calcul numérique nous imposons au système les conditions initiales sur les variables U et A ainsi que les conditions aux limites sur la pression externe p_e qui sont celles de l'expérience. Il est important de remarquer que ce modèle n'a aucun paramètre libre.

3. Résultats et discussion

Dans le cas d'un drainage avec l'élecro-vanne de l'enceinte basse ouverte, la vidange complète du tube se fait rapidement (moins de 1 sec) avec un écoulement dans les deux directions. Le second cas avec la même élecro-vanne fermée (drainage normal avec une seule direction d'écoulement) permet d'observer des phénomènes très intéressants. Si la pression externe est augmentée de manière très lente nous avons une vidange qui suit l'activation externe par une succession d'états d'équilibre. Par contre si la pression externe est augmentée rapidement il se produit un rétrécissement rapide de la partie supérieure du tube qui fait office de limiteur de débit. Après la mise en place de l'écoulement ($t = 0,5$ sec), le débit de sortie augmente et diminue brusquement (vers $t \sim 1,5$ sec). Au-delà le processus de drainage purement visqueux est amorcé et la pression interne de la partie basse du tube augmente de la même manière que la pression externe. La Fig. 1(b) montre les pressions en fonction du temps (rouge = pression externe, bleu = enceinte basse). Nous pouvons observer qu'après 10 sec la pression dans l'enceinte est de 35 kPa ; cette valeur de pression est de l'ordre de grandeur de celle rencontrée à l'intérieur du muscle (donc à l'extérieur des veines musculaires) pendant la marche rapide ou la course à pied. Lorsque la limitation de débit apparaît, la zone de réduction se déplace vers le bas très lentement et la vidange complète du tube prend plus de 60 sec.

L'intégration numérique des équations modèles nous permet de mieux comprendre les phénomènes donnant lieu à la limitation de débit dans les conditions de l'expérience. La Fig. 2(a) présente l'évolution temporelle de l'aire du tube, en noir nous avons la condition initiale pour $t = 0$ et de gauche à droite pour $t = 1, 2, 5$ et 10 sec. À $t \sim 1$ sec nous avons dans la zone d'étranglement un passage sous critique – super critique suivi d'un autre super critique – sous critique générant un Δp singulier qui raccorde les pressions dans la partie supérieure du tube. Ces passages critiques, similaires aux ondes de choc dans les fluides compressibles, se manifestent dès que la vitesse de l'écoulement U dépasse la vitesse des ondes $c = (\frac{A}{\rho} \frac{dF}{dA})^{1/2}$. L'évolution temporelle du profil de pressions est présentée sur la Fig. 2(b), le raccordement des pressions est observé pour des temps plus grands que 1 sec. La Fig. 1(b) montre aussi une comparaison expérience-numérique : pour les pressions internes (expérimentale = trait bleu, numérique = trait bleu clair) et pour les débits (expérimental = vert, numérique = orange). Les pressions sont décalées car la mesure expérimentale est faite sur le tube rigide présent dans l'enceinte inférieure à 30 cm environ de la fin du tube élastique ; toutes les deux courbes montrent un pic de pression (vers 0,5 sec) qui est corrélé avec la mise en mouvement

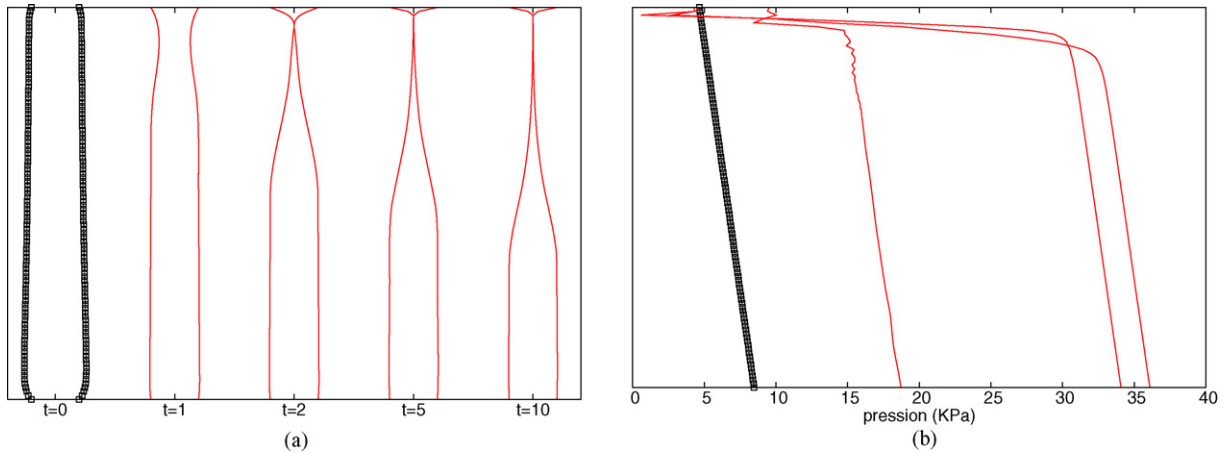


Fig. 2. (a) Profils de l'aire à différents temps. De gauche à droite l'état initial ($t = 0$ en noir) et $t = 1, 2, 5$ et 10 sec. (b) Profils de pression le long le tube. De gauche à droite l'état initial ($t = 0$ en noir) et $t = 2, 5$ et 10 sec.

Fig. 2. (a) Time evolution of the tube area for ($t = 0$ in black) and $t = 1, 2, 5, 10$ s. from the left to the right. (b) Internal pressure profiles for the same times.

du fluide. Les oscillations présentes sur les courbes expérimentales de débit (ligne verte) sont dues à un retour de fluide. En effet, la mesure est prise près de l'entrée de la cuve principale au niveau du point (8) dans l'enceinte supérieure de la Fig. 1(a), tandis que les données numériques sont considérées au niveau de la partie supérieure du tube élastique, distante de 30 cm. Lors de la limitation de débit le fluide sortant devient négligeable et le processus de drainage purement visqueux est amorcé en accord avec l'évolution de l'aire prédite par la simulation (Fig. 2(a)). Nous remarquons que la qualité des résultats des simulations numériques et donc de leur interprétation physique résulte de la précision du traitement du signal développé dans la Réf. [4]. En effet sans cette procédure l'évaluation de la fonction $F(A/A_0)$ dans la loi d'état par une méthode classique (ombroscopie ou volumétrie) ne permet pas de reconstruire précisément la forme de l'aire A lors du collabage et donc de reproduire le phénomène de limitation de débit.

Les physiologistes utilisent la métaphore du coeur gauche pour décrire l'anatomie fonctionnelle du système veineux jambier : le mollet correspond au ventricule gauche, la voie d'éjection (le réseau profond) à l'aorte et les muscles jambiers au myocarde. La diastole musculaire aspire le sang veineux et la systole le chasse vers les voies d'éjection. La défaillance du ventricule gauche équivaut à la défaillance de la pompe musculaire qui retentit gravement sur le système veineux. Dans le cas d'une marche rapide ou d'une course à pied la fréquence de l'activation musculaire est élevée (l'intervalle de temps entre deux activations est $< 0,7$ sec) avec des niveaux de pression intramusculaires comparables à ceux de l'expérience. Les résultats expérimentaux nous montrent que dans cette situation, le volume veineux du mollet resterait à peu près constant dû au phénomène de limitation de débit. Ceci a deux conséquences directes : (1) le mauvais renouvellement du sang arrivant du système micro circulatoire ; et (2) la diminution du rendement de la pompe musculaire du mollet. Nous sommes donc devant un cadre de défaillance de la pompe musculaire qui est à l'origine de deux foyers menant à la pathologie : l'hyper pression micro circulatoire et l'hyper pression veineuse ambulatoire.

Le modèle expérimental que nous avons réalisé permettra de simuler des situations plus réalistes encore, puisque l'ensemble du banc expérimental est associé à un système de déplacement permettant de soumettre le tube souple à des champs d'accélération dont la variation temporelle peut être identique à celle qui existe lors de la marche ou de la course. La simulation numérique validée par les résultats expérimentaux actuels permet en outre des expériences numériques nombreuses et surtout, l'évaluation du rôle de la contention. Les moyens thérapeutiques de contention reviennent à imposer à l'extérieur des vaisseaux veineux une surpression moyenne dépendant de la sévérité de la pathologie. La prise en compte sur le plan numérique de cet effet se traduit simplement dans le modèle numérique par le changement des lois pression section qui peuvent éventuellement être évaluées in vivo [5]. Il devient alors possible de prédire le rôle de ces moyens de contention dans la pathologie veineuse, et en particulier sur l'efficacité de la

pompe musculaire de mollet. Ces travaux nécessitant des mesures *in vivo* en présence de moyens de contention feront l'objet d'une présentation ultérieure

Références

- [1] J.M. Fullana, F. Cros, P. Flaud, S. Zaleski, Filling a collapsible tube, *J. Fluid Mech.* 494 (2003).
- [2] S. Bassez, Thèse de Doctorat, Université Paris 7, Modélisation de l'hémodynamique veineuse des membres inférieurs, application à la contention, 1998.
- [3] F. Cros, Thèse de Doctorat, Université Paris 7, Confluences, remplissage et vidange : deux aspects singuliers du système veineux jambier, 2003.
- [4] P. Guesdon, Thèse de Doctorat, Université Paris 7, Titre Soutenance prévue le 20/1/07.
- [5] S. Bassez, M. Chauveau, P. Flaud, Modeling of the deformation of flexible tubes using a single law. Application to veins of the lower limb, *J. Biomech. Eng.* (2001).