

## 经络传输的动力观

黄金龙 许文翰

(“国立”台湾大学工程科学及海洋工程学系, 中国台湾)

**摘要** 目的: 用力学的观点描述经络生理与气血运行。方法: 通过数值方法求解不具压缩性的定常牛顿流体电渗流运动的方程组。结果: 数值计算结果于经络线流体的流速与文献中小分子循经迁移速度相符。改变血管壁的渗透系数与动脉端的血压时, 气的流速对应地改变, 这符合针刺时的生理反应。若改变经络线的静压与入流的条件, 可诠释气滞血瘀与气行血亦行的中医理论。结论: 通过电渗流方程式, 可解释中医经络理论, 亦有助于经络电波、电流传导现象的理解。

**关键词:** 经络 穴道 电渗流 数值模拟 气血运行

“内景隧道, 惟返观者照察之”是李时珍描述当人进入禅定的状态时, 可照见身上的经络(meridian)运行的路径, 何以古代即已确定的现象(即其所言之“其言必不谬也”), 在具百万倍电子显微镜的今日, 却依然无法观测此一经络线的纵迹! 为解开这千年来一直存在的谜团, 近代研究者已通过各种的科学研究, 尝试证实经络的确存在的客观事实。如孟竞璧<sup>[1]</sup><sup>[2]</sup>利用放射性追踪技术, 在四肢腕踝经穴处的皮下注入  $TcO_4$ , 由所得的显像结果得知它的循行路线和人体十二经脉呈高度的吻合, 这确定了沿经络线上具有小分子物质循经传输的功能)。张维波<sup>[3]</sup>由马王堆帛书《脉书》中“启脉”和“脉动”的描述, 认为经脉路线上至少包含了“分肉之间”和动脉两种结构。中医所讲的“分肉之间”便是生理学中的组织间隙。同时, 他更进一步提出, 经络是一种存在于组织间隙当中, 具有低流阻性质, 能够运行组织液、化学物质和物理量的多孔介质通道。丁光宏<sup>[4]</sup>利用其所提出的流体力学模型模拟经络系统。此外, 通过电性的研究可知经络为一良导体, 在沿着经络的方向具有较其周围优的导电性(即电阻较小)及导波性(即通过经络的极化“polarization”实验, 传导电磁波的导波速率较快)。

经络的导电和导波皆具优势的方向, 导电的优势方向(即导电度较高的方向)系沿着四肢由末梢指向身体<sup>[5]</sup>, 这隐约地指出古医典中所言的十二经气就是电流。经络的导波优势方向(即波速较大的方向)具阴升阳降的规律性<sup>[5]</sup>, 故推测古医典中所述的“精专营气”极可能就是所谓的电磁波。通过上述的科学手段, 可知经络内具有传输电荷及能量的能力, 因为两者皆可携带信息, 故可推知经络具有传导信息的能力。依此论述, 可知经络可能为生命体内的生理沟通网, 它扮演着沟通生命中不可或缺的物质、能量和信息的角色。换言之, 经(即“径”之意)与络(即“网”之意)可将五脏、六腑、头面、躯干及四肢串成一体, 通过其间活动的物质、能量及信息的沟通, 可促成全身细胞生理循环的进行, 进而彰显生命的现象。

依中医理论, 可将一穴位点由浅到深(由皮肤至深层结缔组织)分为天、人、地三种深度。本文将探讨位于小腿段的胃经和胆经上穴位点中“地”的深度。依《黄帝内经》可知经脉和血管有关, 其中大血管和经脉行走的路线不同, 故经脉结构中的血管系统应仅和毛细管相关。费伦<sup>[7]</sup>认为经络隧道是呈连续并具各种横截面的管状结构, 于其中所流动的液晶态物质(含  $Ca^{2+}$ 、 $P^+$ 、 $K^{2+}$ 、 $Fe^{2+}$ 、 $Zn^{2+}$ 、 $Mn^{2+}$ 等)可营造出不同的色彩且具有良好的导热/电性和光导性。通过

这些由干细胞和定向干细胞分泌所产生的物质流动<sup>[8]</sup>，可传递热/光/电生物大/小分子等信息。由于毛细管存在于经络系统中，通过毛细管平滑肌的松弛，可增加局部血液的流动，而达到强化机能的效果(即中医所言之“补”)；反之，当平滑肌收缩时，局部血流量将随之减少，以致弱化了机能(即中医所言之“泻”)。

经络呈现停一下走一下的传输形式，这些停点即是穴位处。针刺穴道的生理位置大多位于肌细胞中毛细管较密集之处。为了反应经络感传的特性，本文所建立的经络传输动力模型(图 1)系位于肌细胞的管状间隙中，毛细管依穴道的位置呈现节段性的分布。由基础生理学可知毛细管(直径约  $5\sim 15\ \mu\text{m}$ ，长度约  $1\text{mm}$ )的一端联结小动脉，两者之间有一环平滑肌，称为毛细管前约肌 (precapillary sphincter)，另一端则接至小静脉。这些毛细管浸泡在组织液中，当血液流过毛细管时，血液内的物质(含葡萄糖、氨基酸、尿素、钠、氯、电解质及脂溶性物质)将通过毛细管壁的小孔道(直径约  $0.04\sim 0.08\ \mu\text{m}$ )，以扩散的方程式与组织液发生物质的交换，如此可使组织液和血浆不断的混合。

### 1 经络(小腿胃经及胆经)的动力模型

依据小腿段胆经与胃经的生理特征，笔者将经络动力模型相关的重点整理如下：(1)沿经络线上，穴位点较深的(地)位置与结缔组织呈密切的关系；(2)毛细管在穴位点(地)处较其于非穴位点处密集。换言之，沿着经络线之毛细管呈节段性的分布；(3)穴位点深层组织(地)中的毛细管与经络线呈平行的排列；(4)经络线是连续且具各种横截面的管状结构，于其间流动着呈液晶态的带电组织液。

依上述的生理特征，将肌纤维、毛细管、淋巴管与交感神经所组成的生理结构定义为“经络小体”(small meridian body SMB)。中医理论中的“血”为运行于毛细管中的血液；而“气”为流动于圆柱状肌细胞间的带电组织液。一个穴位点系由众多的经络小体组成，气与血的交互作用即发生于穴位点处。

在所欲探讨的多尺度系统中，笔者将  $x$  轴定义为经络线的方向(包含经过三个穴位点，每一个穴位点皆有一经络小体与血液及淋巴系统相结合。胆经于小腿段中包含悬钟、阳辅及光明三穴，其长度为  $53\text{mm}$ )； $y$  轴依穴位点(地)毛细管平行的特征，定义为两平行毛细管(约  $60\ \mu\text{m}$ ，如图 1 所示)间距的方向。比较毛细管的尺度，计算区域的宽度( $y$  轴)约为毛细管直径( $10\ \mu\text{m}$ )的 10 倍，而长度( $x$  轴)为毛细管长度(约  $1\text{mm}$ )的 53 倍，整个计算域为  $100\ \mu\text{m} \times 53000\ \mu\text{m}$ 。毛细管壁为具可渗透性的多孔圆管，本研究以具多孔性的材质(porous media)进行模拟。图 2 为单一穴道的数值模型计算区域，在动脉端因毛细管的静水压大于组织液的静水压，通过此一压差  $\Delta P_1$  可将动脉端的液体挤压出来。此外，于动脉端毛细管内的胶体渗透压(colloid osmotic pressure)大于组织液间的胶体渗透压，该压差  $\Delta P_2$  可将水从组织液中送进毛细管。此时，净压差  $\Delta P_{art} (= \Delta P_1 - \Delta P_2)$  是水分从动脉端出来的动力来源，此一数值从毛细管动脉端到静脉端呈递减的趋势。在正常的情况下，由动脉端出来的液体稍多于从静脉端出来之的量(总量约  $3\text{L/day}$ )，此时可藉由组织中的淋巴管(Lymphatic)将其导入静脉系统，否则血浆蛋白质如停留在组织间隙内过多，将造成水肿(edema)的现象。

依 Starling 定律，毛细管进/出的液体的渗透量由  $P_c^*$ (毛细管内之静压)、 $P_0$ (组织液的静压)、 $\pi_i$ (血浆的渗透压)及  $\pi_o$ (组织液的渗透压)所控制。于本方程式中将  $P_c^* - \pi_i + \pi_o$  视为  $P_c$ ，可得  $P_c = P_c^* - \pi_i + \pi_o$ 。同时，为了模拟经/络穴位附近的血液与组织液之间的交互作用，血管壁

需具可渗透之特性，即血管具一定的孔隙率 (porosity) 与渗透率 (permeability)。本文考虑不具压缩性的非线性牛顿电渗流 (electro-osmotic flow)，流体的密度、黏性系数、介电系数、电双层特征厚度 (Debye length)、孔隙率及渗透率皆为常数。在不考虑重力的情况下，求解动量、质量及电位的守恒方程组，即可得到结果。

## 2 数值模型

笔者采用有限体积数值程式 (CFDRC)，它系利用上风法以消除可能引起的非线性不稳定性。此外，采用代数多网格 (AMG) 法以加速程式之收敛。由于计算区域的长宽比差异极大，故所需的网格点甚多 (本文使用了 16899 个网格点、16416 个有限体积，在毛细管段及靠近不滑动边界处均加密了网格)。为了数值的稳定性，将 Peclet 数控制在 0.725 以下 ( $Pe < 0.725$ ) 及 Courant 数控制在 0.071 以下 ( $Cr < 0.071$ )。

## 3 数值结果

依基础生理学<sup>[9,10]</sup>，本文将毛细管动脉端的压力  $P_a$  定为 40mmHg；静脉端的压力  $P_v$  为 10mmHg；组织液的静压  $P_0$  为 0mmHg；组织液渗透压  $\pi_0$  为 5mmHg；血浆渗透压  $\pi_i$  为 25mmHg；血液黏度  $\mu$  为  $2.1 \times 10^{-3}$  Pa·s；毛细管壁的渗透系数  $k$  为  $6.9 \times 10^{-9}$  m<sup>2</sup>/s/kg。

经由孟竞璧 [1] 的实验结果可知循经小分子的迁移速度每分钟约为数厘米至数十厘米，因此将入流的速度 (如图 2 所示计算区域之左侧) 设为  $u=3$  cm/min；出流的压力 (如图 2 所示计算区域之右侧) 设为  $P=P_0$ ；于壁面则设为不可滑动的条件 ( $u=0, v=0$ )。

由计算所得的流线图 (图 3) 及压力分布图 (图 4) 可知组织液是由左向右沿着  $x$  轴的方向流动，在毛细管段附近存在毛细管壁与血液的交互作用。因流线的疏密程度可以判断流速的大小，由 (图 3) 可知，在穴位点的附近 (毛细管段) 有明显的流线加密现象，即组织液在经过穴位点附近时以加速的方式通过。

假设所有血管的生理参数均相同，且经络线上组织液的平均流速为  $u$ ，依此计算所得的  $u$  值为 4.12cm/min，这与孟竞璧<sup>[1]</sup> 实验所量得的循经小分子迁移速度系属同一数量级。

表 1 不同动脉端血压值  $P_a$  与组织液平均速度  $u$  的比较表

动脉端血压 mmHg	组织液速度 cm/min	中医理论之比对
30	2.83	血为气之母血虚引致气虚
40	4.12	平常状态时
50	5.42	血行气旺

### 3.1 血为气之母

中医理论认为 " 血为气之母 " " 气动依血，血气相依而行 "，若 " 有气无血，则气无所依存 "。本文将动脉端的血压  $P_a$  由 40mmHg 减小至 30mmHg，其余的条件维持不变，以模拟 " 血虚 " 之现象，分析所得之  $u$  值为 2.83cm/min (如表 1)，由此一结果可知动脉血压减低时将同时地减低组织液的流动，即 " 血虚气亦虚 "；反之，若动脉血压增高时 (50mmHg)，组织液的流动亦将增快 (5.42cm/min)，亦即 " 血旺气亦旺 "。

表 2 不同组织静压值  $P_0$  与组织液平均速度  $u$  的比较表

组织静压 mmHg	组织液流速 cm/min	毛细血管动脉端流速 cm/min	中医理论之比对
4	3.09	96.72	气滞血瘀
0	4.12	97.36	平常状态时
-4	5.16	98.00	气行血亦行

#### 4.2 气滞血瘀

《黄帝内经》曰：“气血不和，百病乃变化而生”。气血乃维持生命的基本物质，血液的流动需要气的推动，即“气行则血行，气滞则血瘀”。根据中医理论，气滞是指气的运行发生停滞，以致血的流动亦发生停滞，本研究将以增加组织液的静压  $P_0$  来探究此一现象。如果组织液的静压  $P_0$  由 0mmHg 增加为 4mmHg， $u$  值将变为 3.09cm/min(如表 2)。这说明增高组织液的静压可导致组织液流速的减缓，这如实验<sup>[1,2]</sup>所述，当经络受压而使组织液的静压增高时，循经小分子的迁移速度将变慢；当组织液之静压  $P_0$  增高时，毛细血管中血液流速  $u_{artery}$  将变小，故可解释中医理论中气滞血瘀的现象。另外，若将组织液的静压  $P_0$  由 0mmHg 改变为 -4mmHg，组织液的流速(即  $u$  值)将变为 5.16cm/min，这可说明当气运行顺畅(组织液的静压减低)时，将有助于组织液的流动，同时血的运行亦可同步地加快( $u_{artery}$  变大，如表 2)。

表 3 不同组织液入流条件与毛细血管动、静脉端平均速度  $u_{artery}$  及  $u_{vein}$  的比较表

组织液入流速度 cm/min	动脉端速度 cm/min	静脉端速度 cm/min	中医理论之比对
0.3	97.46 变大	95.87 变小	气虚时，血液系统会增加流量以补充经络系统
3	97.36	95.97	平常状态时
30	96.39 变小	96.92 变大	气旺时，流体会由经络系统补充至血液系统

#### 3.3 气行血行

由《黄帝内经》得知“气为血之帅”“气行则血行”，这说明了气可以推动血液的运行，气旺血亦旺、气虚血亦虚的道理。本研究将以增加及减少组织液的入流速度来模拟气旺与气虚的情况。由分析的结果可知当组织液的速度由 3cm/min 增大为 30cm/min 时，毛细血管动脉端的血液流速将由 97.36cm/min 变小至 96.39cm/min，而静脉端则由 95.97cm/min 变为 96.92cm/min(如表 3)。此一结果说明了当气旺时，流体会由经络系统补充至血液系统，即所谓“气行则血行”与“气旺血亦旺”的道理。反之，如将  $u$  值由 3cm/min 减小为 0.3cm/min，毛细血管动脉端血液的流速变大为 97.46cm/min，而静脉端则变小至 95.872cm/min。经进一步的分析可知，气虚时血液系统会由动脉端增加流量以补充经络系统，此即“血为气之母”之涵意；而静脉端的血液流量则减少，即“气虚血亦虚”的现象。

表 4 针刺效应之组织液平均速度  $u$  的比较表

渗透系数 ( $m^2s/kg$ )	动脉端静压 mmHg	静脉端静压 mmHg	组织液速度 cm/min	中医理论之比对
$6.9 \times 10^{-9}$	40	10	4.12	平常状态时
$1.38 \times 10^{-8}$	50	20	12.17	毫针刺入穴道所造成的伤害, 将使渗透系数增加、毛细管静压增高, 故血液进入组织的量增加, 而加快气的运行

### 3.4 针刺之生理现象

毫针刺进穴位点所造成之生理反应是针灸生理学所关注的问题。组织受伤后所引发的生理反应将使毛细管静压升高、毛细管扩张、血管渗透系数增大。因此, 本研究将改变方程式中血管的孔隙率与渗透率, 增加毛细管动、静脉端之静压, 以模拟针刺后  $k$  值及  $P_a$ 、 $P_v$  增加所造成生理现象的变化(表 4)。从(表 4)可知, 当血管的  $k$  及  $P_a$ 、 $P_v$  值由正常值  $6.9 \times 10^{-9} m^2 s/kg$  及 40mmHg、10mmHg 增高至  $1.38 \times 10^{-8} m^2 s/kg$  及 50mmHg、20mmHg 时,  $u$  值将大幅地增加至 12.16cm/min。由此可知, 针刺后所引发的生理反应将使血浆由血管渗透至组织间隙的量增加, 这将使组织液的流动速度大幅地增加。

表 5 平常状态与电极贴片、电针治疗的组织液平均流速  $u$  比较表

所处状态	组织液流速 cm/min	中医理论之比对
平常状态	4.12	
外加电位差 (电极贴片)	4.22	电极贴片于不同穴位加入电位差可推动经络上带电离子而形成电渗流, 这将有助于气脉运行的效果; 同时, 电刺激有助于组织新陈代谢的效果
电针治疗	12.18	针刺穴位后, 在不同的穴位施加电位差, 可造成针刺与电渗流加乘的效果

### 4.5 电渗流之模拟

身体对针刺穴道的反应是直接而迅速的, 除了酸麻感外, 部份受针者可感受气随着经络线运行的气感(可解释为组织神经感受到组织液的加速), 甚至在非针刺的部位亦感受到类似的触电反应。经络线相对于其他组织而言为一良导体, 施针时, 可因施针者与受针者间的电位差(数伏特至数万伏特)而产生电流, 以致引起触电的感应。在电针治疗的过程中, 将电针的正负极接在同一经络线的不同穴位点时, 通过不同波形的电流刺激, 可产生较仅使用毫针更佳的治疗效果。本研究在经络线的上、下游施予电压差( $\Delta \phi = 50V$ ); 经络线之壁电位设为  $\psi = -0.1V$ ; 电双层特徵厚度设为  $\lambda_D = 5 \times 10^{-7}m$ 。由分析的结果可知, 组织液平均流速由

4.12cm/min 变为 4.22cm/min。若再加入针刺的效应,可使血管渗透系数及与毛细管静压增高,如此,组织液的速度可增加为 12.18cm/min(如表 5)。

#### 4 结论

本文的研究可以整理出以下的结论:(1)在经络线上所求得的组织液速度与文献<sup>[2,3]</sup>中所述的循经小分子移动速度属同一数量级,此一数量级与血液流动、神经传导及淋巴腺等已知的生理传导并不相同。(2)当改变动脉端的血压时,可使组织液在经络线上的速度发生显著的影响,这正是中医理论中所言「气动依血,血气相依而行」的具体表现。(3)当组织液静压  $P_0$  增高时,由毛细管渗进经络线之血浆量将减少,此外,沿经络流动的组织液速度亦减慢,这与实验<sup>[2,3]</sup>所述,当施加压力于经络线外的皮肤时,循经小分子的移动速度将减缓之结论相同。同时, $P_0$ 增高将使毛细管动脉端的血液流速减缓,这亦与「气滞血淤」的概念相符。(4)针刺穴位点所造成的组织伤害,可增大毛细管的渗透率,同时增高毛细管的静压,如此可使组织液的流速(气的运行)大幅地加大,此一结论符合针灸的理论。(5)通过求解电渗流方程式,除了可以解释气血交互作用的现象外,亦可解释于经络线上之电波与电流传导的现象。由研究的结果可知,电针治疗具有同时使用电贴片(将具有电位差之电贴片贴在不同穴位之皮肤表面)与针刺之加乘效果。

#### 5 参 考 文 献

- 1 孟竞璧,等.十四经脉像探秘.北京:中国科学技术出版社,1998:154
- 2 孟竞璧,等.放射线  $\gamma$  闪烁照相技术对健康人十二经脉循行的研究,针刺研究,1989;14(s):1
- 3 张维波,中医经络的科学探索,启业书店,台北,1999:12-14
- 4 丁光宏,人体组织液定向流动与经络,自然科学进展,2001;11(8):811
- 5 陈国镇.论针灸效应的信息观.中华针灸医学会杂志,2003;(http://65.39.244.41/~cmaa/paper/2000acup03.htm)
- 6 王冰(唐)注,黄帝内经二十四卷,台湾商务书店,1948。
- 7 费伦.经络物质基础及其功能性特征的实验探索和研究展望,科学通报,2000;43(6):658
- 8 张建新.经络是干细胞系一兼论物种起源与干细胞进化.中初中医基础医学杂志,2001;(4):(http://www.bioon.com/Article/Class19/167136.shtml)
- 9 Guyton, A. C. Textbook of Medical Physiologh, 10th Edition, WB Saunders, Philaphia, 2000.
- 10 Valtin H., Schafer J. A. Renal Function, 3th Edition, Little-Brown, Boston, 1995

图

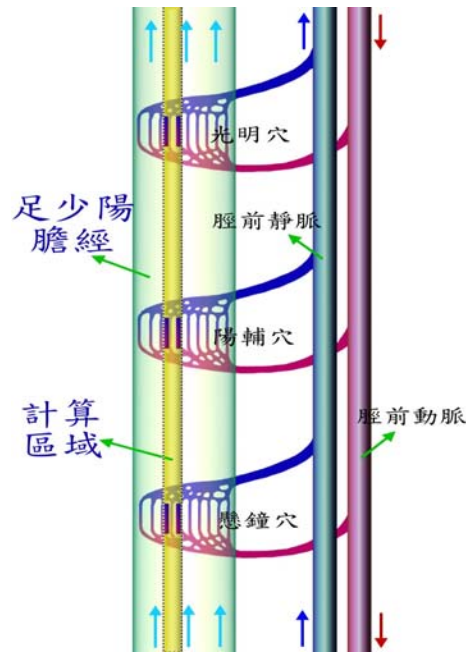


图 1 本文的经络传输模型

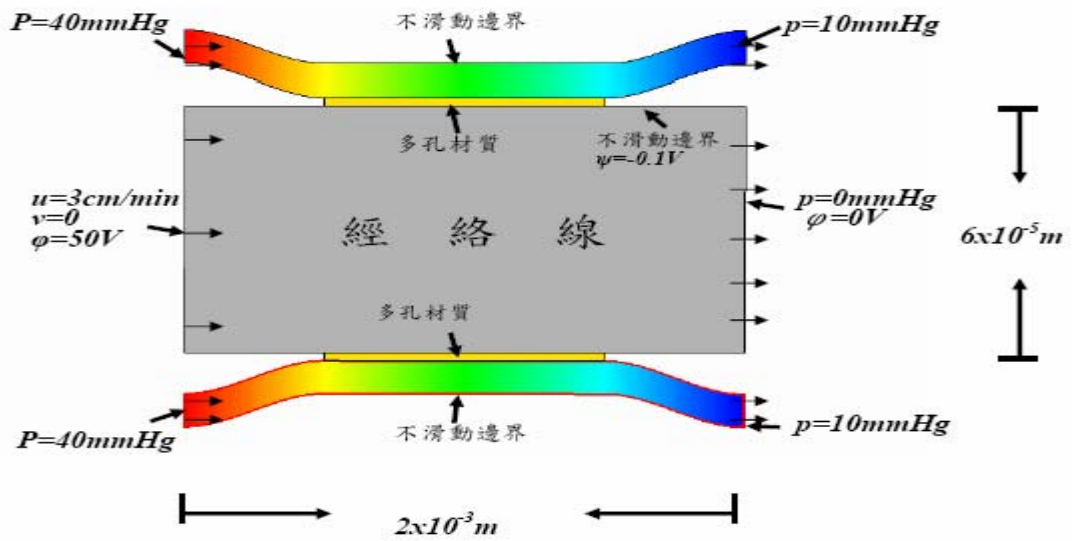


图 2 本文经络传输动力模型的数值边界条件(单一穴道图)，图中  $u$ 、 $v$  分别为座标轴  $x$ 、 $y$  方向的速度。

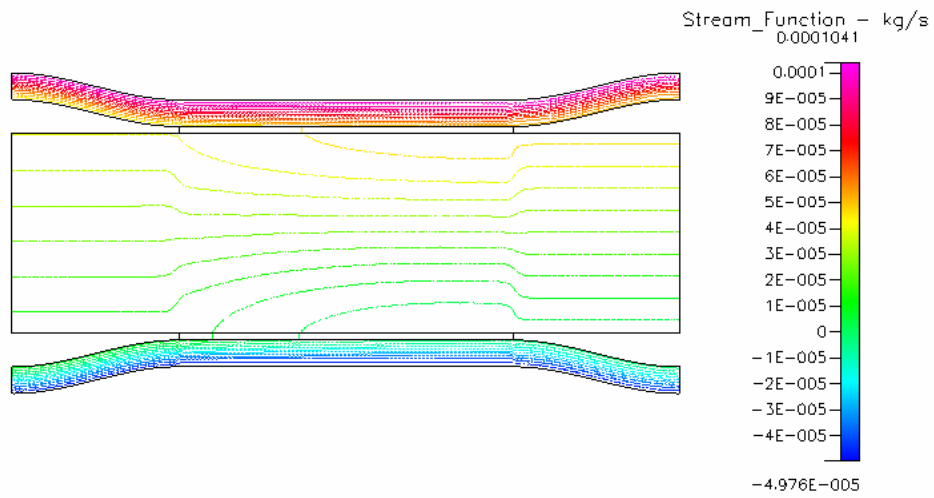


图 3 分析所得的流线图，其中  $\mu = 0.0021$ ,  $P_0 = 0\text{mmHg}$ ,  $P_a = 40\text{mmHg}$ ,  $k = 6.9 \times 10^{-9} \text{m}^2 \text{s/kg}$ 。(y 轴放大 10 倍)

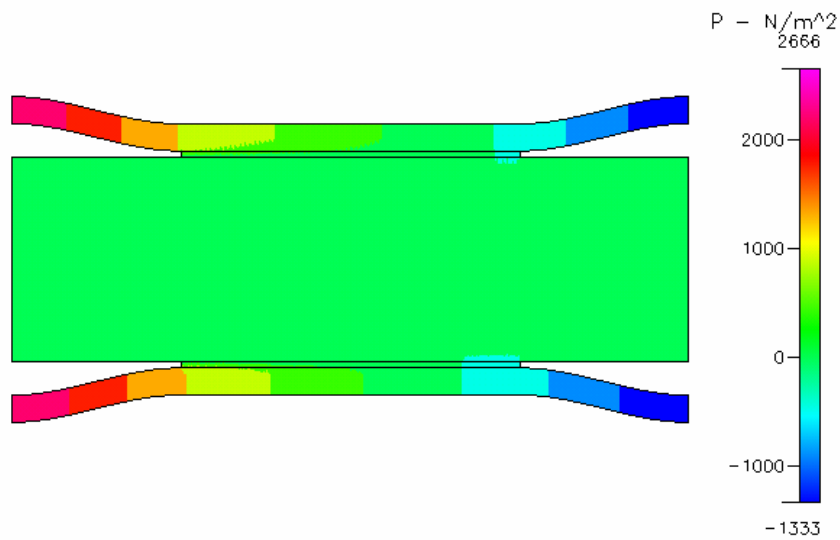


图 4 分析所得的压力分布图，其中  $\mu = 0.0021$ ,  $P_0 = 0\text{mmHg}$ ,  $P_a = 40\text{mmHg}$ ,  $k = 6.9 \times 10^{-9} \text{m}^2 \text{s/kg}$ 。(y 轴放大 10 倍)