

细胞黏附强度,并与细胞培养级的塑料片进行了比较。实验结果表明,多聚赖氨酸衣被有效的促进了细胞在聚合物表面的黏附生长,从而实现在 PHB 多孔三维支架上构建工程组织。

温度对血栓形成的影响*

刘建刚** 钱民全 彭荣蕤 赵笃凤 钱大兴

(**中国中医研究院西苑医院 北京 100091 中国科学院力学研究所 北京 100080)

二十年前,我们提出在测量体外血栓形成时,统一采用 37°C 恒温^[1]以便于比较。当时的考虑是因为人的体温是 37°C,而血栓在体内也是在体温情况下形成的。

为了深入研究体外血栓形成各种因素的影响,我们研究了温度对血栓形成的影响。

在 37°C 时,测量体外血栓形成已经有许多年的历史,已为临床诊治、药物筛选等作出了一定的贡献。国外许多的文献表明,是在室温下测量人工血栓形成的。我们原来在基金申请时认为,如果形成血栓的有形成分不受温度的影响的话,那么,37°C 和室温的其它相同条件下形成的血栓的重量也是相同的。经我们在 37°C 和室温下人工形成血栓,发现它们是有一定的区别的。如果为比较,大家采用室温形成血栓,也是有可比性。

和我们类似,文献也做过存贮温度对血栓形成的影响,不过他们是以特征血栓形成时间作为指标的,他们发现对于相同存贮时间,温度为 0°C、18°C、37°C,随着温度的提高,特征血栓形成时间逐渐增加。

我们认为,血液形成血栓,血液必须处在血栓形成的激发状态,这时在一定的流动条件下就可能形成血栓。健康人的血液在体内不处于血栓形成的激发状态,所以不会形成体内血栓。对于有血栓的病人,他一定曾处于血栓形成的激发状态。处于血栓形成的激发状态时,在一定的流动条件下,就可形成不可逆的血栓。即使是血栓病人也不是永远处于激发状态的,否则这个人一直形成血栓,也就活不成了。而在体外,在 37°C 和室温条件下,不管任何健康人和血栓病人,都要处于血栓形成的激发状态,所以任何人的血液在 Chandler 圆环中转动以后,都要形成血栓,只不过血栓形成的时间、重量、长度不同而已。人们就用这些参数的不同,来判断健康人和血栓病人患病的状况。

在 0°C 以下的情况下(实验时实际温度为-2~-4°C),我们利用 Chandler 圆环来形成血栓没有成功。对于我们的这一发现,是有其重要的意义的。人们可以用迅速冷冻的方法贮存血液,使用时迅速解冻,这样血液是不会形成血栓的。迅速低温冷冻动物(如鱼类等),以后又迅速解冻,动物可以恢复活性的实验已经成功。联系我们上述的实验,就可以理解这种实验了。也许不久的将来可以对人本身加以冷冻,而解冻后使人重新恢复活力。

如果保证实验时几何相似、动力学相似(温度对血液粘度的改变,调整 Chandler 圆环转动速度,使雷诺数相等等)。我们曾提出用室温代替 37°C 恒温来形成人工血栓,以方便检查并益于推广。

然而实验后发现血栓形成受多种流动条件的影响,更与血液的生化条件有关。为此,我们仍然建议各单位采用统一的实验温度为好,原则上室温也可以采用,但室温国外常采用 15°C,而我国则常采用 20°C 或 25°C,反而又不统一,所以大家采用 37°C 作为统一的实验温度是可取的。(*国家自然科学基金资助项目 199772061)

流速对 Chandler 圆环中形成人工血栓的影响*

钱民全 彭荣蕤 赵笃凤 钱大兴 刘建刚**

(中国科学院力学研究所 北京 100080 **中国中医研究院西苑医院 北京 100091)

血液在毛细管内与大动脉内的流动速度可以相差 4~5 个量级,它们相应的雷诺数在 10^{-3} 到 10^{-2} 之间。因此研究血液流动速度对血栓形成的影响无疑是很有意义的。因为人们希望体外血栓形成与在体内形成血栓的流动条件有相似性,将体外流动速度调整到在体流动的速度,从而使其有可比性就是其中的措施之一。

有人将特征血栓形成时间(CTET the characteristic thrombus formation time),或血栓形成时间(The thrombus formation time)和流动凝结时间(The blowing clotting time)作为人工血栓形成的检测指标。对于同一采血时间以后,有人在直径 8.1cm、管内径 2.9mm 的圆环上,做了 5, 15, 50 转/分的人工血栓形成实验,发现它们都能形成血栓随着旋转速度的提高,特征血栓形成时间增加,但不与特征时间成正比。

我们考虑到形象和方便起见,提出以血栓湿干重和长度作为检测指标。我们的实验表明,在一定流速范围内,流速对形成血栓和长度重量影响不大。我们认为其原因是存在血栓形成的极限时间,在此时间以前,血液的有形成分都聚集到血栓中去了。我们的实验还发现,利用血栓形成后剩余的血液再在 Chandler 圆环转动是不能形成血栓的。

速度更低一些、更高一些对血栓形成的影响如何呢?我样知道,如果血流速度为 0,血液要凝因在圆内。我们和文献在相同几何条件下将转速减到 4 转/分,开始时,血液仍在圆环中转动,有的实验仍能形成血栓,但血栓长度增加许多;有的实验到后来血栓跟着圆环转动,血液凝固在圆环内了。在一般文献中认为凝块就是血栓,因为凝块通常情况下是不可逆的,起的堵塞作用是和有结构血栓一样的,所以从低速时形成血栓这个意义上讲,血液凝块就是血栓也是可以理解的了。有意思的是,我们将转速增加到 60 转/分,血液在 Chandler 圆环内就不形成血栓。

这说明血流速度较低时,更容易形成血栓。这在临床上常见下肢静脉血栓和闭塞性静脉炎就是如此;而血流速度较高时,不容易形成血栓,通常在大动脉中血流速度较大,所以不容易形成血栓。

在通常血液流动速度时,如果血液处于血栓形成的激发状态,血栓就可以形成。为了各单位间的可比性,在同一几何尺寸下,采用统一的 Chandler 圆环转速来形成人工血栓为好。(* 国家自然科学基金资助项目 199772061)

红细胞膜结构的改变对红细胞脆性的影响

孙大公 李玉梅 喀蔚波 文宗曜

(北京医科大学物理教研室 北京 100083)

红细胞脆性的增加会导致细胞的溶血,使红细胞寿命缩短。有研究指出随着红细胞的老化,其膜结构发生变化,导致红细胞脆性增加,使之易溶血。Kuypers 等用不饱和卵磷脂置换正常人红细胞中的卵磷脂,但不改变其含量,结果发现,随着膜中卵磷脂不饱和度的增加,红细胞稳定性下降,渗透脆性增加。而红细胞结构的改变对可以认为是导致红细胞脆性(机械定性)变化的分子基础。本文通过不同浓度胰蛋白酶、戊二醛对红细胞的处理,造成红细胞膜蛋白结构的改变,用新型激光衍射法测量了这些样品的弹性模量 E 及变形指数;用不同渗透压的缓冲液及施加剪切力,造成细胞不同程度溶血,测量红细胞的渗透脆性和机械脆性。发现不同浓度胰蛋白酶处理的红细胞由于膜的损伤使红细胞的变形指数下降,弹性模量 E 增大,渗透脆性和机械脆性增加。用戊二醛处理的红细胞的变形指数下降,弹性模量 E 增大,但红细胞的渗透脆性和机械脆性下降,机械稳定性提高。

双向流动片层透析式空间细胞培养及其地基模拟装置

王战会 胡江 应佩青 陶祖莱

(中科院力学所 北京 100080)

在微重力环境下的细胞培养方法不同于传统的地面上的细胞培养技术。它必须解决以下问题:(1)微重力环境下,重力对流趋于消失。单靠扩散难以维持细胞正常生长所必须的化学微环境的稳态。故必须从传统的静态培养发展为动态(流动式)培养;(2)培养液流动引起的应力必然会影响细胞的结构和功能;(3)微重力环境下不允许气/液自由界面存在,故气体交换和供应和传统培养方法截然不同。为了适应微重力下细胞培养的要求,我们设计了双向流动片层透析式空间细胞培养装置。

双向流动片层透析式空间细胞培养装置由片层膜培养室、微型输液泵、气液交换器等几部分组成封闭体系。培养液在培养室上、下膜的外表面连续双向流动以实现培养室内培养液与室外新鲜培养液之间的营养物质交换。培养室的表面积/体积比达到 $10\text{cm}^2/\text{ml}$,因此具有较大的交换面积。培养室的结构设计新颖,多个培养室可以方便地叠加起来进行细胞培养,能够较大提高培养体积/装置质量比。实验中选用的培养膜的孔径为 $0.45\ \mu\text{M}$,营养成分和代谢废物可透过微孔自由扩散,但培养的细胞不能透过。这种膜的优点是强度高,蛋白质吸附量少,并且价格便宜。环路中的输液泵可以实现培养液的流动和流量控制。通过气液交换气为培养室提供氧气,整个系统实现无气泡运行,从而避免了直接通气给细胞带来的损伤。该