

国外医学参考资料

人工脏器 医疗机械设备及 新技术应用

《国外科技消息》编辑组 编

上海科学技术文献出版社

前 言

我们编辑出版的《国外科技消息》中,报道了一些国外医学消息,深受读者欢迎,常有读者前来查询。

为了便于读者集中参阅,现将我们出版的《国外科技消息》,中国科学技术情报研究所出版的《科技参考消息》以及中国医学科学院医学情报研究所出版的《医药参考消息》中有关医学消息汇集在一起,加上从近年来国外报刊中选译的一些资料,汇编出版国外医学参考资料。

本辑《人工脏器、医疗器械设备及新技术应用》共收集了180篇国外医学消息和资料,介绍了人工脏器、医疗器械、医疗设备和新技术应用(新技术、新方法、新材料)等。本辑只收集了一部分有关资料,很不全面,仅供参考。

由于时间匆促,我们水平有限,编译工作和版面安排等难免存有不少缺点和错误,请读者批评指正。

上海科学技术文献出版社《国外科技消息》编辑组

1978年12月

目 录

人 工 脏 器

人工器官的现状	1
人工心脏的发展趋势	5
人造心脏的移植试验	8
新型人工心脏瓣膜	8
优质人工心脏瓣膜的设计	9
给人体移植猪的心脏瓣膜	10
人工肺的试验	10
人工肝脏	11
空心纤维制成的人工肾	11
人工肾与肾移植	11
控制糖尿病病人血糖的人工胰	11
人工胰脏	12
用自体组织重建喉	12
人造皮肤和人造血管的研究	13
新型人造骨	13
植入体内的人工肌肉	13
采用微电路的假耳	14
能写字的假手	14
生物电假手	15

医 疗 器 械

膜电极生物探针	16
用于冷冻外科治疗皮肤良性及恶性病 变的一种新器械	20
治疗褥疮的喷气式气垫	24
糖尿病人用的植入式葡萄糖调节器	25

便携式肾脏机	26
几种医疗器械简介	26
医用致冷器械	26
通用牙科器械	26
生理监察器	27
不用听诊的血压计	27
测量血压的探针	27
体温-脉搏测量器	28
探测体内温度的“小药丸”	28
外科手术用的无菌护罩	28
等离子刀	29
玻璃手术刀	29
手术用的新缝线	29
新式拆线器械	30
药物吸附管	30
输尿管照明装置	30
24 小时尿液分隔容器	30

医 疗 设 备

心电图长时间连续直接记录装置	31
心脏起搏器的发展趋势	32
钷-238 心脏起搏器的使用现状	33
C-100 型起搏器	34
超小型起搏器	34
不动手术就可以充电的起搏器	35
可编程序心脏起搏系统	35
全部植入的膈膜起搏器	36
心脏起搏用长寿命钠溴电池	36
心脏起搏器用的新电极	37
心室辅助器	37

心脏用双膜泵·····	37	用质子显微镜观察细胞·····	50
急救用的心脏辅助器·····	37	扫描透射离子显微镜·····	50
监测心脏病用的电子器械·····	38	新显微镜技术·····	50
回声心动描记器·····	38	扫描式激光显微镜·····	51
针形内窥镜·····	38	新的低温显微镜·····	51
为玻璃体手术用的内窥镜装置·····	39	眼科用自动验光仪·····	51
内窥镜用于贲门-食管癌的姑息疗法·····	39	矫正视力的睑内眼镜·····	51
新电泳装置在医学上的应用·····	40	新型接触镜片·····	52
医用携带式记录装置·····	40	盲人用立体声阅读装置·····	52
预防潜函病的装置·····	41	盲人读书机·····	53
家用理疗装置·····	41	植入式人工听觉装置·····	53
检查身体的自动化设备·····	41	带接收机的助听器·····	54
中型计算机在医学上的应用·····	41	电止痛器·····	54
可以读出脑电波的计算机·····	42	测定痛觉的装置·····	55
利用计算机查找抗癌药物·····	42	电子麻醉系统·····	55
电子计算机助听装置·····	43	癫痫病的监视器·····	56
检查子宫癌用的自动化系统·····	43	神经系统“整速器”·····	56
便携式脑电波记录器·····	43	电子助眠器·····	57
同位素脑扫描器·····	43	电子照相在牙科中的应用·····	57
诊断用脑扫描器和体扫描器·····	44	无需散瞳的视网膜照相机·····	58
自动验血仪·····	45	检眼镜用的电视摄影系统·····	59
测定血流的装置·····	45	高速 X 射线照相术·····	60
微型血液流速测量器·····	45	加快制取 X 光立体照片的新方法·····	60
血液快速分析仪·····	46	低剂量“立体”X 光照相·····	60
血液二氧化碳监察传感器·····	46	可降低 X 射线剂量的增感纸·····	61
血氧测量计·····	46	用塑料或纸张代替 X 光片·····	61
白细胞自动分析器·····	47	用塑料或纸作底片的电子射线照相·····	62
急救用呼吸装置·····	47	立体摄影机拍摄心肌运动·····	62
呼吸辅助装置·····	48	费涅尔透镜照相机·····	62
呼吸道疾病流动实验室·····	48	医学上用的声学照相·····	63
监听呼吸的遥控装置·····	48	超声照相机·····	63
移动式输氧装置·····	48	医用超声波摄像机·····	64
携带式复苏装置·····	49	超声摄影·····	64
观察活体组织的显微镜·····	49	新的核医学仪—辐射摄象机·····	64
自动鉴别癌细胞的显微镜·····	49	救护车通过卫星同医院联系·····	65

新技术应用

新技术

激光在医学上的应用	66
连续气体激光在肿瘤科的应用	68
用激光装置预筛选癌细胞标本	69
用激光研究听觉	70
新的磁电结合诊断术	70
心磁图与脑磁图	71
磁在医学上的应用	71
核磁共振“显微术”	72
用电磁场促进骨折的修复	72
放射性核素在疾病诊断上的应用	73
超声诊断新技术的发展趋势	75
用超声波来研究人体组织	77
超声外科	77
用超声波手术刀作无痛手术	77
新的超声诊断系统	78
探测恶性疾患的超声装置	78
探测肿瘤的声纳装置	78
可早期发现癌症的超声诊断系统	78
诊断动脉粥样硬化的新超声装置	79
红外在医学上的应用	79
不用放在口腔里的红外体温表	80
医用红外温度记录器	81
聋孩用的红外装置	81
红外助说-助听器	81
紫外线空气消毒预防流行性感冒	82
利用微波检查心肺功能	83
验血新方法	84

新方法

用紫外线止血	84
防止血液凝结的方法	84
纯化污染血液的方法	84
一种代替输血的方法	85
改变血型的技术	85
在鼯鼠体内制造人血	85
人工培养骨髓以生成红细胞	85
人工血红蛋白	86
快速测定红细胞脆性的方法	86
分离红血球的简易方法	87
用人工方法改变体温	87
保存角膜的新方法	88
利用质谱技术快速鉴定细菌	88
用液晶诊断疾病	89
用萤光素检查肌肉营养不良	89
利用萤光酶检查疾病	89
用磁铁闭合眼睑	89

新材料

医用聚合物	90
医用抗凝固聚合物	90
新型的人工肾脏透析用高分子膜	91
一种新型粘性补牙材料	91
压电陶瓷人造骨和人齿再生	92
整复外科用的新材料	92
生物用陶瓷	93
骨科用的新材料——生物玻璃状物	93
外科用的新生物体用材料	94
抗菌织物	94
阻挡射线的珠帘	95
可作温度计的液晶薄膜	95
氧化乙烯消毒	95
薄膜形成溶液可代替手术用的消毒纱布	96
多孔陶瓷在腭裂修复中的作用	96

人工器官的现状

外科学原来是采用切除患部的方法来医治疾病的，很早以前就曾试图用各种办法来修补身体受损伤的部分。当身体的某一部分被切除时，就不得不以其它东西来代替。这就是置换外科。置换外科直到二十世纪中期才进入实用阶段。

作为被切除器官的代用品，有原封不动地利用自然界的活体组织的“器官移植”，有采用人工制造的“人工器官”。两者各有其优缺点。

器官移植的现状

到1972年11月1日为止的器官移植情况如下：临床上应用最广泛的肾脏移植，在世界上有223个单位做了11,214例，其中3年存活率的约占50~70%。所移植的肾脏以孪生子或有血缘关系的人提供的效果为好，从尸体提供的效果不好。移植的器官和受体之间的组织相容性以及器官保存的情况，对移植结果都有很大的影响。心脏移植在全世界做了196例，存活4年以上者6例，3年以上者15例，1年以上的存活率约为20%。目前，许多单位对于心脏移植已处于停顿状态，只有美国的斯坦福小组还在积极进行，其1年存活率已达50%。对于病情相同的患者，做心脏移植手术的与没有做心脏移植手术的相比，做心脏移植手术的寿命要长得得多。1963年在美国开始肝脏移植手术以来，全世界已做了172例，其中存活1年者不过13例。肺移植也是于1963年在美国开始的，共做了32

例，其中几乎都只存活了几个月。为了治疗糖尿病，正在试验移植分泌胰岛素的胰脏，1966年以来在美国共做了30例，但没有1例能生存数月以上。

人工器官的种类

人体人工器官的种类如表1所列。其中对于具有自动机能者，必须提供能源，而且必须具有控制系统或监视装置。置于体内的人工器官，其大小、形状以及材料对于人体组织的适应性、在人体内的耐久性等，都必须符合严格的要求。

人工器官的发展，大致可分为三个阶段：

(1) 存活最低的阶段 当前还不能彻底弄清人体的机能，因此，想用人工器官来完全

表1 人工器官的种类

	具自动机能的	具被动机能的
置于体内者	人造红细胞，人造细胞，心脏起搏器，血压调节器，膀胱刺激器，辅助心脏，人工心脏。	鼻、耳等的软骨，代用骨，人工骨，人工关节，人工腱，人工腱膜，人工硬膜，人工鼓膜，人工喉，人工角膜，人工玻璃体，人工腹壁，人造皮，成形用乳房，睾丸，人造血管，胆管，输尿管，输卵管，人工食道，人工气管，人工心脏瓣膜。
置于体外者	麻痹肢刺激器，电子假肢，人工心肺，人工肺，人工鳃，人工肾，人工肝，人工子宫，机器人。	假牙，接触眼镜(镜片直接附在眼球上的眼睛)，假眼，假发，假手，假腿。

代替人体机能更不现实。首先要了解维持生命所必需的最低机能,从而制造一种取代器械来维持“最低生理机能”,这就是制造人工器官的最初的动机。从人体的活动来考虑,其特点之一是预先有贮备。例如肾脏也好,肺也好,无论左右只要有一个就可以了,但要备有2个。脑细胞足有150亿个,但不是任何时候都需要这样多的。赛跑时当人们站在起跑线前面的时候,心脏的跳动就加速了,为跑步做好了准备。在心脏移植时,从他人身上获得的心脏,因为神经被切断,接受这种心脏移植的患者,在参加运动的时候,心搏率不可能急速加快,要经过数分钟,其脉搏率才能逐渐增加30~40%左右。与神经相联系的正常的心脏,脉搏率的变化呈指数曲线,而去除神经的移植心脏是不能迅速调节的,只能借助于体液通过化学机理缓慢地进行调节,其变化是呈直线的。尽管如此,象这样多少有些迟钝的心脏,日常生活中还能适应要求,这已被多数心脏移植病例所证明。利用合成物质制造的人工心脏,是一个脱离人体神经、断绝了激素等体液的金属部件。尽管是这样一个不完善的人工心脏泵,也能够把动物的生命维持4周,把静脉流回的血液,可靠地输送到动脉中去。这种动作就是这个泵所产生的最低生理机能。在做心脏手术的时候,在整个手术期间(最长约6小时),担任血液的供养及其循环的“人工心肺”机,就是维持生命最低阶段的人工器官的一个最好的事例。

(2) 恢复劳动能力的阶段 医疗的最终目的是使患者完全恢复劳动能力。现在已经进入这个阶段的人工器官有:起搏器,人工心脏瓣膜,人造血管,人工骨骼,人工关节和人工肾等。在上述这些人工器官中,只有人工肾是大型的装置,设于体外,每周只需和人体相接2~3次,清除废物。用人工肾连续治疗进行性慢性透析的患者,其劳动能力恢复率,按日本全国统计,完全恢复者(每周工作4天以上)占30%,部分恢复者(每周工作3天以

上)占15.5%。

(3) 超级人体的阶段 理想的人工器官,必须是对它的存在毫无感觉,并能和人体完全结合成为一个整体。初期人工心脏瓣膜的构造象一个柠檬水瓶塞,它随心脏的跳动而咚咚地活动,其音响很大,能使患者造成神经衰弱。因而,必须清除这种令人痛苦的副作用。作为医疗的超级阶段,不仅要完全恢复患者原有的各种机能,而且要达到超越人类自身的本能。如比天然心脏强健的人工心脏、在水中能够呼吸的人工鳃、完全能够耐高温或化学腐蚀的假手、能够在荒地或岩石上快跑的假腿等,对这些理想的人工器官将会有很多的研究。

人工器官用的能源种类

自动人工器官用的能源种类列于表2内。这些能源除供人工器官使用外,也可以作为装在身上的小型信号器(用于遥测心电图或脑电波等)的能源。为了随时连续地观察人体情况又不至造成人体的负担,这是今后医学方面极为重要的课题,因而小型发送器、信号器以及遥测技术是值得重视的。

表2 人工器官用的能源种类

-
- | |
|------------------------|
| (1) 人体自身发生的内在能源 |
| (a) 温度差 |
| (b) 生物电流、化学电位梯度 |
| (c) 生物燃料电池 |
| (d) 借助血液流动、心脏收缩产生的压力变化 |
| (e) 呼吸时横隔膜的运动、肌肉收缩等 |
| (2) 能够置于体内的能源 |
| (a) 小型电池 |
| (b) 核能源 |
| (3) 从体外以体壁为介质的无线传送能源 |
| (a) 射频发送 |
| (b) 电磁诱导 |
| (4) 从体外穿过体壁的传送能源 |
| (a) 电力 |
| (b) 流体压力 |
| (c) 化学能源 |
| (d) 热能源 |
-

对心脏施以电刺激的起搏器或用于遥测的装置,用1毫瓦以下的微小的能源就行,因此利用人体内的能源也是完全可能的。例如,把白金或白金黑电极作为阴极置于腹腔内,而把高速钢电极或锌电极置于皮下,则二者之间就可获得数十至数百微瓦的生物电流。另外,正在研究利用体内葡萄糖的生物燃料电池。如能利用来源于食物的人体能源就更理想了。但实际上植入体内的电极由于受到浸蚀,或电极周围组织增生,长时间发挥作用是不可能的。此外,在跳动的的心脏或主动脉内置入陶瓷片可获得数伏特的压电,也有人试图在随呼吸而上下动作的横隔膜上装上钟表的自动发条装置。

利用体内的能源是一个有趣的想法,这种方法已用在动物的遥测计以及起搏器等方面。但是当前主要是用小型电池等。最近利用放射性同位素的原子能电池也达到了实用水平。

心脏起搏器

正常的心脏是由于心脏窦房结发出有节律的刺激信号,通过心脏内的刺激传导系统传递给整个心脏,使心肌收缩而产生有规律的跳动。这个刺激传导系统一旦阻滞,心脏的跳动则变得极端迟缓而发生障碍。这种现象称为阻滞。但是,这时用脉宽为数毫秒、电压为数伏的电脉冲直接刺激心肌,则心脏随即发生收缩。如将脉冲频率控制在每分钟70~80次,就可保障脉搏的正常跳动。这种装置称为起搏器。

日本移植起搏器的患者自1963年以来总计约1,500例,美国每年约8,000例,其他各国每年共约8,000例。

屈曲的电极每天要随心脏跳动10万多次,一旦折断或汞电池用完(其使用寿命为2年),则起搏器马上停止工作。于是正在研制一种监视系统,利用电话线路,可把边远地区

或在家中的患者的起搏器的状况传送到医院,这就是遥测医疗系统。

因为汞电池的寿命只有2年左右,因此,每2年就需要进行一次更换起搏器的手术。这对患者来讲负担很大。于是正在采用钷(238)或钷(147)等核能同位素电池,其使用寿命可达10年。

除心脏起搏器外,还有刺激麻痹了的横隔膜以促进呼吸用的起搏器,用电刺激脊髓损伤造成膀胱神经性麻痹的膀胱以帮助排尿的膀胱起搏器,刺激颈动脉窦血压感受器使血压下降的血压调节器等。

人造血管、人工心脏瓣膜、人造血液

人造血管是1952年以来最早被采用的人工器官。它是由聚四氟乙烯纤维、涤纶等合成纤维织成的。用它来代替主动脉等大动脉具有足够的实用价值。但是,把它连接在细小的动脉或血液流动缓慢的静脉上,血液会在内腔凝固而堵塞。因此希望研制出像人体血管一样柔软而又不使血液凝固的抗血栓性材料。

1954年初应用于临床的人工心脏瓣膜,其形状如同在塑料筒中放入一个柠檬水瓶的球塞。其后,在各国发明了十余种类型的人工心脏瓣膜。植入这种人工心脏瓣膜的患者,在日本总数约3,000例,在美国约5万例。人工心脏瓣膜一年要开闭5,000万次,而且要抵抗血压,以防止血液的倒流,所以要具有极强的耐久性。其材料多采用硅橡胶、聚四氟乙烯、缩醛树脂等的合成聚合物。此外,也有采用钛、钨铬钴合金、各向同性碳等。植入人工心脏瓣膜的患者最长存活例约达10年,能够完全恢复劳动力参加体育运动的人也很多。

在人造血液方面,正在研究把动物的血红蛋白装入微胶囊内,或使天然红细胞膜与

甲苯二异氰酸酯相作用, 将膜稳定地改变性质, 得以长时间地保存, 也正在研究利用氧溶解度大的碳氟化合物乳胶, 但这些还远远未达到实用阶段。同时正在研究用液态氮冷却血液, 可以保存数年。

也试探把各种各样的酶或生物活性物质装入微囊内, 制成人工细胞。

人 工 肾

以平均 30 埃左右微孔的赛璐玢作为半透膜, 使血液中尿素等废物排入透析液中, 从而使血液得以净化, 这就是人工肾的原理。患有肾炎而丧失排尿能力的人, 把人工肾与血管连接起来进行透析, 每周 2~3 次, 一次 5~10 小时。

接受人工肾透析患者的总数, 在日本约为 3,000 人, 在美国和欧洲分别为 5,500~6,500 人左右。现正在努力使人工肾小型化、经济化。同时, 也正在着手研究逆浸透膜、中空纤维、废物吸附剂等。

人工骨、人工关节

最早用钴铬钼耐蚀耐热合金制成的人工骨置换人的股骨是在 1940 年。股骨必须能够承担体重 6 倍左右的力, 因此主要采用金属作为人工骨的材料。适于医用的金属种类如表 3 所列。

人工骨包括股骨头、股骨、膝关节、肘关节、指关节等。除使用上述金属外, 还可使用聚四氟乙烯、聚乙烯、硅橡胶等, 也有使用陶

表 3 置于体内的金属材料

- | |
|--------------------------------|
| (1) 钴铬类合金 |
| 钴铬钼合金、蓝钻石 |
| (2) 不锈钢类合金 |
| 18-8 铬镍不锈钢 (Cr18%, Ni8%)、316 等 |
| (3) 钛 |
| (4) 钽 |
| (5) 银、铂、金等 |

瓷材料的。人工膝关节的性能良好, 能够使人盘腿端坐, 但问题是关节部位的磨损和产生微粒粉末以及可能发生感染等。

人 工 心 脏

用一个小型泵完全代替心脏工作, 这是人类的理想之一。

把动物的心脏切除, 代之以塑料的人工心脏, 现在最长的可以活 25 天。尽管是用机械来取代心脏, 但动物还活得很好, 可以饮水、吃食、排尿。这说明用机械的方法完全能够代替心脏。人工心脏的最大问题是材料, 新材料的强度要求每天能耐受跳动 10 万次以上, 且不破坏血液, 不使血液凝固。

美国原子能委员会正开始研制一种可以完全置于体内的人工心脏, 利用装有半衰期为 87 年的钷 (238) 原子能小型热能发电机, 其工作寿命可达 10 年。估计到 2,000 年时至少需要有 10 万个人工心脏。为了制造更精巧的人工器官, 必须大力研究新的技术。

摘译自日本《钢铁设计》1974 年

4 期 15~17 页

人工心脏的发展趋势

为了给人类的心脏寻找帮手，医学界于十八年前开始了认真的研究工作。在美国每两个死亡的人中就有一个是因心血管病而致死的。在这惊人的统计数字敦促下，研究人员从两个方面寻求解决办法。

一部分研究人员采用了一种权宜的办法，即用刚死的人的心脏移植给病人。这成了轰动一时的新闻。但由于组织的排异现象，移植病人的死亡率是很高的。在施行心脏移植术的194例中有167例死亡，其中大部分是在手术后不久死去的。现在这种手术的声誉不好，在英国甚至已遭禁用。尽管也有二十多个病人带着移植的心脏已活过了两年（有一人已活过五年），但在美国医院中，现在只有斯坦福医学中心还在积极从事此种移植术。

另一部分研究人员采用工程技术的方法。这是一种解决心脏病的更为根本的办法。鉴于生物心脏是一只变速变容量的泵，他们试图设计一种用人造材料制作和用发动机来驱动的人工代用品。早期的结构旨在协助病人的心脏工作，而不是取代它。把这类鼓膜泵装在主动脉上，用以协助推动自左心室排出的血流，左心室是工作载荷最大的一个腔室。

在这方面，有四个主要难题需要解决。第一个是对红细胞的机械破坏作用，即产生溶血现象。拦截在扩张的鼓膜与腔壁之间的红细胞大量破裂，招致实验动物迅速死亡。

第二个难题也是有关血液损害的问题。几乎所有用来制造心脏泵的人造材料，譬如不锈钢等，都不能和血液相配。佩带助动泵的动物会在预料不到的地方，比如肾和肺中出现血凝块。为了避免产生血凝块，早期的

实验人员不得不施用大剂量的肝素作为抗凝剂。在六十年代，人们认为各化工公司拥有足以解决血液和材料相容性问题的现成材料。后来证明这种想法不正确。各种品类的硅酮、苯乙烯、聚氯乙烯和醋酸乙烯酯，都未能得到一种合适的可供制作和血液接触的零件的聚合物。

第三是心脏泵材料本身的问题。大多数金属都要受血液的浸蚀。在经过一些试验之后，研究人员确认血液是一种高腐蚀性的物质。有人认为，能在腐蚀性盐类中保持稳定的金属材料，在人体中都能经受得住。现在大多数心脏泵的材料都是采用不锈钢，典型的是307号钢。展望未来，下一代的心脏泵将用钛来制造。换用材料的原因，只是为了减轻重量。不锈钢每立方厘米的重量约7克，而钛每立方厘米仅约为2.5克。许多塑料在血液中都不可耐用，比如有些聚乙烯树脂在人体内工作一年半之后便失去其抗张强度的1/3。在作为柔曲元件被试用过的几种合成橡胶材料中，只有聚氨基甲酸酯和某几种享有专利的合成橡胶才能适合要求。

第四是动力问题。前期工作大多集中于泵的设计上，而让动力源的问题留待以后解决。结果是各种类型的心脏泵现在只好依赖体外动力。压缩空气管道或电导线穿胸而入，心脏泵自绑扎在试验动物身上的压缩空气筒或电池组获得动力。这种办法的缺点是易受感染。长期试验的动物通常由导管或导线引进的感染而死亡。

目前已经设计、制造并经多年改进的各种心脏泵都各不相同。然而，大多数在泵送血液时似均未产生明显的溶血现象。人工泵的基本功能有两个方面，即协助心脏（主要是

左心室)工作和整个取代心脏。助动泵有一个腔和两个阀门,它与天然心脏进行串联或并联。助动泵的目的,在于减轻患病心室搏动工作量的一半,借以让心室恢复健康。助动泵的使用时间可望从数小时至三周。全心脏泵基本上是把两个助动泵合在一起。不过由于全心脏泵所需的控制系统和驱动系统,再加上大范围的外科手术,因之它的复杂程度比之单纯的助动泵要高得多。在人体内植入全心脏泵的时刻,预计是在1980~1985年。

人工心脏需用的功率并不大,睡眠时约为1.5瓦,坐着工作为4瓦,上楼梯为7瓦,在最大载荷下为12瓦。目前驱动植入的心脏已有四种基本方案。最简单的是依赖系在病人腰部的电池组带或压缩空气罐的体外能源。它们借管道或导线穿过胸部与体内的人工泵发动机相连接。迄今为止,这种办法已被证明不适宜长期使用,没有办法使抗菌素遍及管道或导线。

国立心肺研究所正在完成的一项能源系统是埋植式电池,电池可从外部透过皮肤施行感应充电。它在试验中曾使一只小牛活了三个月。电池和线圈埋植在病人的皮下,由电池驱动心脏泵。在夜里给电池充电两小时。

第三种人工心脏的驱动系统是利用原子能。这也是多数研究人员视作解决问题的一种办法。为试作此类装置,原子能委员会已提出四项设计合同。两项有希望的设计是国立心肺研究所搞的。第一项设计是用一种改进的兰金发动机,另一项用的是改进的斯特陵发动机。

第一项设计采用了改进的兰金发动机。当53克铀²³⁸芯子产生的热流经发动机侧壁到锅炉时,有小量的水(0.016毫升)注入锅炉内,发出蒸汽,水蒸汽膨胀进入过热器,使之增加更多的热量,并引起更大的膨胀。然后水蒸汽进入膨胀室,迫使邻近的活塞移动。与活塞另一端连接的是一个产生高压流体的

小型液压缸体。这种流体对血液泵起反作用,使鼓膜膨胀和收缩。当由电子控制装置发出的信号指令冷凝器松弛鼓膜上的压力时,冷凝器就降低锅炉内的压力。膨胀室内的蒸汽通过过热器返回,将热量传给过热器,然后回到锅炉内凝聚,开始新的工作循环。

另一设计(改进的斯特陵发动机)中氦气流经发动机的热端,发生膨胀并向下驱动活塞。活塞的冲程将上一冲程在活塞下流出的冷氦驱进高压存储器(它保持13~14公斤/厘米²的压力)。活塞正好以18~23赫的频率往复振荡,将氦抽到存储器。被压缩的氦作用在风箱上,直至风箱的压力降到10公斤/厘米²为止。风箱又作用在流体上,使之驱动血液泵。原子能源的优点是使用时间长。佩用者在十年时间里几乎可以不必管它。然而它的缺点也是很显著的。最显而易见的是辐射伤害。心肺研究所专门研究原子能源设想的小组委员会报道说:病员在佩带10~12年之后会丧失生育能力。处于绝经期前的妇女生育能力丧失更快,可能只消一年的时间。此外,病人和它的配偶患白血病的机会也会增加。装放射性铀的囊包的偶然破裂还会引起别的麻烦。该小组委员会称:用作燃料的53克铀如果全被吸收了的话,这就相当于致死剂量的数百万倍。显而易见,放射性燃料的囊包必须做成是绝对安全的。

另一难题是原子能源的散热。因为原子动力装置的换能效率仅达18%,所以只是为满足心脏泵的小量需要,材料铀就要提供30~50瓦的热能。这样就有20~35瓦的废热要散发出来。目前人们是把血液作为散热器。当血液流经心脏泵时温度就升到44°C,之后血液流经全身就降到37.2°C。赞成这种意见的人说:人体对于这样微量的温升是可以调节适应的。

第四种能源纯属未来的打算。研究人员越过了原子能源,提出了一种用生物燃料的电池方案。用生物燃料的电池从血液中汲取

燃料,同时也把废物排入血流。不过,这种系统目前在技术上还办不到。

姑且勿论动力源的问题,要埋植一只长期使用的人工心脏或者助动泵的主要障碍还在于材料(与血液)的不相容性。大多数人造材料,比如聚氨基甲酸酯或不锈钢等,和血液接触时,会促使产生血凝块,血凝块会逐渐停留在肾脏、肺脏和静脉系统的其它部位。形成血凝块的确实原因目前还没有研究清楚。

已经采取了几种措施以防止产生血凝块,但没有一项是完全成功的。为使血液与泵材料之间有一层平安的分界面,最通常的方法是在泵的内壁上“生长”一层天然的物质,即在泵的内表面上敷一层聚酯纤维,借以截获血液蛋白质。关于分界面的人造部分,犹他州州立大学医疗中心是这样描述的:给泵壁涂上粘结剂,然后铺上少许纤维物质,最后把它修刮平整。在蛋白质停附在纤维层上的同时,也就形成了一层内皮细胞层(称为纤维蛋白的天然组织)。这样,当血液流经人工泵时,所过之处遇到的都是和它相亲和的组织。这种分界面的主要问题在于不知道内皮细胞层的增生何时停止。在长期试验中,纤维蛋白曾把人工泵全部堵塞住。还有一些情况。纤维蛋白层增厚到使最先停附在聚酯纤维上的那些细胞无以为生的地步,结果一条纤维蛋白脱落下来被血液带走,最后停在静脉系统中。人们曾在一只小牛的肺中看到有成卷的纤维蛋白。

尽管由纤维蛋白和聚酯构成的分界面使血凝块问题不再那么严重,但损害血液的问题仍没有完全解决。克利夫兰医院人工器官科主任诺斯解释说:在使用人工泵而不出现溶血现象的几次试验中,我们发现红细胞有组织变异。这虽不是致命的,但也是十分危险的。

克利夫兰医院研制出另外两种有发展前途的分界面材料。一种是从别的动物的心脏中取来的异体同形组织,经用几种醛中的某

一种处理后,把它弄薄后粘在人工泵的内壁上。使用这种界面材料,纤维蛋白过量增生的问题不复存在,在三周时间里最大厚度为2毫米。接在一只小牛主动脉上的非功能性助动泵历时三年仍未取下。这只小牛已长成健壮的公牛了。

该医院研究的另一种界面材料是经醛处理的明胶。用它来覆盖人工泵的内壁。动物实验表明它的效用和异体同形组织大致相同。

人工心脏的研究工作已进行了十八年,但有许多设计要求迄今还没有搞清。有一些参数已经弄明白,比如在泵循环的充盈阶段输入阀与管道上的压力降低应为8毫米汞柱左右。

另外要考虑的一点是,每泵动一次,人工泵本身必须排空。血流应有效地冲刷泵室的各个角落,不能有许多死点。这些所谓死点就是纤维蛋白堆积和血凝块的隐患。许多设计人员试图在泵室内形成涡流,这样,输送进来的每股血液保持不断流动。为实现这一目的,在克利夫兰医院的设计方案中,输入口与进出口的取向和腔室相切。

克利夫兰医院的设计还有一个有争议的特色,即增设一个起存储器作用的人工心房。厄尔朱尔说,这点非常重要。大多数设计都没有包括心房,而设计有心房的尺寸又太大。我们觉得搏动血流是需要人工心房的。进入心脏的静脉血流是非脉动的。要实现脉动输出而输入是非脉动的,其间就得有某种相应的东西,这就是心房。心房与电容器相似。心房的容量大小规定了回路中可能保持的最大流量。如果心房受到限制,则心脏机能就不全。

设计一种控制系统,使人体对血液的需求与泵的供血量配合一致,一直是发展人工心脏的一个主要的难题。这个问题有两个方面。助动泵的系统有别于全心脏。有一种助动泵的系统是以一个“参考点”为依

据的。到了“参考点”，泵就排血，尔后放松。当生物心脏再次收缩时，血液开始流入助动泵。之后，当血流停止时，线速度换能器发出信号，表明生物心脏已经排空，机械心脏应该泵动了。

全心脏的控制系统就不那么简单了。哈米森说：“我们通过测量一系列(约五次)搏动所泵出的血量来控制泵的工作速度。如果五次中有四次都是全搏动，这说明泵的容量已近用竭，即泵的供血量很容易‘滞后’于身体的需求。于是控制系统便把搏动速度增大某一定量(在数字控制系统中)或某一指数量(在模拟控制系统中)。控制系统连续测量，同时增高搏动率，直至五次搏动中只有两三次全搏动为止。我们用的模拟系统可使搏动率自72次增至150次。这要比数字系统快些，但身体似乎并不需要这样高的速度。”

人工心脏到底应象生物心脏一样搏动，还是应保持恒定的流量，这在设计人员之间有着截然不同的看法。大多数设计都模拟自然心脏，借柔软鼓膜的一张一弛以获得脉动血流。别的一些设计，基本上都是离心泵，它可送出稳定的非脉动血流。

脉动泵有几个特点，它能粘附上一层可促使纤维蛋白生长的材料，即使在鼓膜上也可以这样作。离心泵靠回转子工作，而转子是不能支撑纤维蛋白生长的。而且设想脉动泵在运送血液时动作更柔和些。

另一方面，离心泵有它的一些优点，不复存在鼓膜材料的疲劳问题，而且大多数设计人员都承认，目前离心泵可用到十年，而鼓膜泵却不能用这么久。

摘译自美国《机械设计》1974年
46卷14期34~42页

人造心脏的移植试验

根据美国和苏联的联合人造心脏计划，美国和苏联的科学家们成功地把他们设计的

人造心脏移植到小牛身上，小牛的人造心脏正常地跳动着。

由美国休斯敦贝勒医学院院长迈克尔·伊·德培克博士率领的医学小组把美国设计的一颗两室人造心脏植到一头小牛身上，把苏联设计的一颗四室人造心脏植到另一头小牛身上。当人造心脏经外科手术移植完毕后，就与调节血液循环的心-肺机相连接。以后，又切断同心-肺机的联系，用外部激励机构来代替，使人造心脏产生脉动。

小牛从麻醉中苏醒过来，但是根据术前计划，心-肺机需继续工作达4小时。科学家们决定不让小牛活得更长些，因为他们认为目前的技术尚未很成熟，不能保证承担这些工作程序。

人造心脏在小牛身上的移植成功，宣告了美国和苏联的联合人造心脏计划(始于1974年)的第一阶段的结束。

译自美国《科学文摘》1976年
11月(80卷5期)14~15页

新型人工心脏瓣膜

英国一位化学工程师研制成一种人工心脏瓣膜，现正在小牛身上试用。这种新型心脏瓣膜比较安全，因为它不会引起血液湍流，从而减少了形成血液凝块的危险，也减少了由于不断加进抗凝剂而引起的危险。

这种心脏瓣膜，由空心的石墨圆柱构成，直径2厘米，高1厘米，内有圆锥形的孔，使血液从中流过。瓣膜的开关用的是一个椭圆形的薄片，薄片可来回摆动：横贴在孔上时，血流受阻；与血流平行时，瓣膜就打开。瓣膜里面没有圈环或其他凸出物，因而不会引起湍流。瓣膜的内表面涂有热解碳，这是通过把碳汽化，再沉积在瓣膜的内表面上而形成的。热解碳不会引起免疫反应和血液凝块，也不会被血液化学物质所腐蚀，并能使血液

(下转第15页)

优质人工心脏瓣膜的设计

美国在过去十年中曾植入八万余个人工心脏瓣膜,但约有30%的患者在第一年内死亡,在五年内又有20~35%患者死亡。其原因是目前的心脏瓣膜的质量并不理想,造成血液凝固,破坏红细胞。材料也容易发生化学改变、漏泄和感染。

目前人工心脏瓣膜设计的困难问题之一,是没有详细考虑流体动力学的问题。最近犹他大学人工器官研究组用计算机在荧光屏上模拟血液流动的情况,改进瓣膜,以取得最适当的设计。

计算机模型能将流动图象在屏幕上显示出来,并快速计算出速度和角动量。计算出的速度和实验室中测出的速度相一致。计算机模型的最大优点是,借助计算机图象能迅速改进心脏瓣膜的设计。例如,由于血流停滞而出现血凝块时,实验者便可立即重新设计这部分瓣膜。

人靠左心室将血压至全身。左心室的作用由流入口的二尖瓣和流出口的主动脉瓣来调节。这两个瓣使血液朝一个方向流动,也是较易发生机能障碍的瓣。疾病、先天性畸形或损伤均能产生闭锁不全。另两个瓣,肺动脉瓣和三尖瓣则较少发生机能障碍。

这四个瓣中有三个瓣各有三片囊状的瓣膜。当瓣膜开启时,压挤动脉壁。当血液企图回流时,囊状膜立即被血充满,产生压力,使膜关闭,以防止血液回流。第四个瓣为二尖瓣,有两个尖的瓣膜,微相重迭,但仍开着,使血液能在中心部流过。就是这种中心流动很难进行模拟。

目前还没有能象天然瓣膜一样的人造材料,每天开闭15,000次,并经受住屈曲运动。因此大部分的人工心脏瓣膜被设计成使血液

只向一个方向流动的塞子样的装置。

这种人工心脏瓣膜并不能真正重现液体的复杂的天然流动,包括旋涡、涡流、停滞区、喷注冲击、平流和湍流、甚至涡凹。例如,湍流会产生损伤,但微弱的湍流却能冲洗瓣膜。瓣膜边缘的某些旋涡能防止瓣尖完全缩进,使瓣能迅速关闭。

为了完成血液流动的计算,研究者将一个理想的瓣碟置于血流的中心。在障碍物区划成小方格,作为运算网格。障碍物也能置于壁上,因此形成一个凝块,可用来研究动脉粥样硬化。借助于数值分析技术使困难的方程式简化。网格每点上的变数值和所有周围网格点的数值相关。然后将数据转变成计算机的显示图象。

这种图象显示对研究血流中由障碍物(如人工心脏瓣)所引起的湍流特别有用。湍流很重要,因为它直接和血凝固有关。主动脉的模拟表明,湍流处显示出有动脉粥样硬化病变,说明湍流会损伤动脉的内膜,使动脉壁变弱,在受损区域引起病变,有脂肪沉积的条纹,导致形成危险的血凝块。

研究者并借助图象显示对球状瓣和碟状瓣进行了比较,发现球状瓣形成的旋涡比碟状瓣大,但在碟状瓣边缘旋涡较集中,这使得碟状瓣的边缘损坏较快,而球状瓣的转速也较均匀。

图象显示的另一种应用是示出运动着的塞子和约束笼。当塞子靠近笼的支杆时,对血液细胞的剪力增加,因为血液必须挤过狭窄的通道。如剪力太大,则会损伤红细胞,可能产生贫血。计算机可计算出剪力,设计心脏瓣时使剪力减低到最小。

为了改进观察质量,研究者引进一个立

体模拟,使得观察者如同真正通过心脏瓣“行走”。犹他大学萨瑟兰研制成一种固定在头上的光学系统。显示系统由两个0.5英寸见方的阴极射线管组成,在观察者前面数英尺远处形成立体虚象。半镀银透镜不仅能使观察者看到计算机发出的图象,并且能看见周围的房间。

头部装置和装在天花板上的轴相连。佩戴者的头部能在5英尺见方和2英尺高的空间移动,光学系统能知道他的位置和所朝的方向。

在使用该系统前,计算机已描出形成物体内部的所有曲线。物体(典型的物体是一个心脏瓣和与其相连的动脉血管)位于室内。当佩戴者在室内走动时,计算机自动地在小型CRT屏幕上映出图象:物体像是静止的,其大小和真正的物体相同。

研究者希望,应用装在头部的显示系统最终将能使观察者位于心脏瓣或动脉内,观察塞子开关时血流的变化,或观察在动脉壁上形成的动脉粥样硬化斑。

译自英国《新科学家》1973年
57卷828期86~90页

给人体移植猪的心脏瓣膜

美国斯坦福大学附属医院的外科医师们成功地采用和试验了修复心脏瓣膜的新技术。医师们将猪的心脏瓣膜放入由于疾病使心瓣结疤变硬的患者体内。近几年来在斯坦福约有400名患者接受了猪的心瓣。应用猪心瓣不存在机械性心瓣的缺点,而且瓣膜置换后致死的主要原因——血栓栓塞的发生率也较低。

心脏瓣膜疾病的典型病因是风湿热和心瓣的先天性畸形。二尖瓣和主动脉瓣都是用来控制血流出入心脏的,如果变成僵硬和狭窄,心脏就变得呆滞,除非情况得到矫正,否则将使患者死亡。

斯廷森说,15年来,在置换心瓣膜方面有两种类型。最早的是一种由塑料和金属制的机械瓣膜,目前许多医院仍在采用。机械瓣膜最大的缺点是容易使血凝块。为防止血块的形成,接受机械瓣膜的患者必须使用大量抗凝剂或血液稀薄剂,这些常会产生副作用。当大血块脱落而循环全身时,会阻塞血流,引起中风或损害各种器官。

在六十年代初期,应用人的尸体的心瓣膜比较成功。组织瓣膜的最大优点是血凝块的形成较少。但是主要问题是瓣膜的大小和来源。因为需要很多不同大小的瓣膜,而尸体是不能满足需要的。最后则试用猪的心瓣膜。猪的心脏在解剖学上与人的心脏非常相似。心瓣膜的大小和供应均不紧张,猪的心瓣膜比机械瓣膜更耐久,液压的性能也较好。1970年发现了保存猪心瓣的较好的化学固定剂,这样就使猪心瓣比其它代用的瓣膜优越。

将猪心瓣缝合成柔韧的支架,用戊二醛处理后使之成为惰性,然后用涤纶覆盖。人体不排斥这种惰性的猪心瓣而使这种异体组织存活。接受这种新瓣膜的患者不需要用抗凝剂。斯廷森说,实际上,所有在斯坦福大学医院接受新瓣膜的患者已显示其心脏功能有所改善,未发生组织排斥现象。美国其它一些医院和欧洲的许多医院目前都应用猪的心脏瓣膜。

译自美国《纽约时报》1975年7月4日

人工肺的试验

已失去一叶肺的矽肺或石棉吸附病、肺气肿或慢性呼吸道患者现在可以植入人工肺。以加拿大拉瓦尔医院的皮埃尔·莫林医生为首的一个研究小组在1977年中将在绵羊身上用这种人工肺进行试验,如果试验顺利,就可将人工肺植入人体。人体对这项手术的反应是很难预测的。除了对异体的排斥外,还有在人工肺内的血凝固都是有待解决

的最主要的问题。

人工肺在构造上是比较简单的,它不用电子或机械仪器,而是用具有特殊性能的人造海绵制成的。这个立方形的人工肺每侧长1.5英寸,能分离气体和血液,能测定气体和血液需要的精确混合量。人工肺是用一种叫硅橡胶的塑性材料制成的,内含有毛细管,象天然的肺一样,硅橡胶具有海绵样的性能。这个由迭层弹性材料组成的人工肺,在肋骨的搏动下,其动作就象一架手风琴。

译自美国《压缩空气》1976年

81卷6期18页

人 工 肝 脏

1975年日本东京医院研制成功了人工肝脏。

该装置由活性炭微胶囊和体液补正装置构成,病人的血液通过微胶囊吸收及除去中毒性物质,然后由体液补正装置加入特殊的透析液,予以补充修正。

肝不全以及肝昏迷病人的临床经验证明,使用该装置后,在短时间内就能苏醒过来。

译自日本《日刊工业新闻》1975年

6月19日第14版

空心纤维制成的人工肾

日本某化学公司将工业生产一种人工肾,这种人工肾是用一万根每根直径为200微米的细空心纤维制成的。它的设计特点是使血液流过内层纤维,血液透析至外层纤维时即清除掉血中的废物。

译自日本《日本技术和工业月报》

1973年6卷11期35页

人工肾与肾移植

十年前,肾脏病常是致命的。现在由于

两方面的进展,已能使许多患者免于死亡。一个进展是人工肾,每周2或3次将血流中的毒素去除,第二个进展是肾移植。虽然移植的肾脏仍有排斥问题,但存活的期限已愈来愈长了。在早先移植成功的肾只能保持数周,而在过去十年中已能平均保持两年。

据美国外科医师协会报道,活得最久的存活者是一名在17年前接受同卵双生子肾脏的患者,接受兄弟或姊妹的肾脏的存活者最长是活了15年,接受父母的肾脏的患者最长活了10年半,接受尸体的肾脏的患者最长存活10年。

有许多患者是采用人工肾。英国医生伊迪已使用人工肾达10年之久。他得出结论说,使用人工肾可活得较久。但并非所有的人都能承受此种心理与生理上的重负,患者每周需要使用人工肾2或3次,每次长达8小时。

译自美国《科学文摘》1974年

75卷3期45页

控制糖尿病病人血糖的人工胰

美国迈尔试验室已研制了一种可连续地自动控制糖尿病病人血糖的人工胰,这种人工胰可以模仿正常胰的功能。自1974年6月以来,采用该装置已处理了几个严重的糖尿病病人。

这种人工胰包括:一只连续测量微量血糖的分析器,一只可精确计算维持病人正常血糖水平所需要的胰岛素或葡萄糖以及一只按正确剂量输注的投药系统。这种人工胰能够使糖尿病病人的血糖维持在正常的水平而不管饮食如何,而这种效果用通常的饮食和胰岛素疗法是难于达到的。

这种胰岛素投药系统对糖尿病研究、训练和治疗中心,特别是管理对胰岛素敏感的糖尿病病人、糖尿病昏迷病人进行外科手术或肾透析病人或怀孕病人具有重要的应用价

值。此外,该系统也是朝着研制一种糖尿病病人可以带在身上的**人工胰脏**前进了一步。

译自美国《科学新闻》1974年

10月106卷14期216页

人工胰脏

通过七年的努力,多伦多医学研究组已研制成一个人工胰脏,比通常用来控制糖尿病患者血糖量的方法要好。

人工胰脏连同计算机控制的传感装置能经常监视血糖量。在血糖量升高时,能精确计算出所需的胰岛素剂量;在血糖量减低时,则能释放葡萄糖到血流中。

该研究组说,此装置控制血糖量的能力比正常人体胰脏还要好。预计五年后便可做到小型化便于携带。

南加利福尼亚大学贝斯曼研制成一个人工胰脏的试验模型,能按机体需要量的改变而释放出胰岛素。

译自美国《医学论坛报》1974年

15卷25期3页

用自体组织重建喉

美国衣阿华整形外科医生斯托林斯为一位男性49岁喉癌患者切除了5/6的喉,立即取其二腹肌腱为病人重建声带。将其第七肋软骨移植于喉部,重建一个新甲状软骨,并将附近组织瓣覆盖组织缺损区。术后病人发音良好,大大优于喉全切除术后用食管发音的患者。

手术时,先为病人作左颈淋巴清除,并通过甲状舌骨膜暴露喉部。切除了前部受侵的大部甲状软骨和喉的受累部分,包括左侧全部真声带、左喉室和沿前连合的左侧假声带。然后取肋软骨缝于气管环上,重建甲状软骨前部。用二腹肌腱缝于环状软骨的中线和移植的肋软骨上,以重建左侧真声带。再将二

腹肌腱缝于右披裂软骨的声突和重建的甲状软骨前沿上,以重建右侧真声带。

斯托林斯说,这样,喉的所有生理功能如说话、呼吸和吞咽都解决了。重建的右侧声带附着于唯一留下的披裂软骨上,此披裂软骨保留其呼吸时开放、说话时闭合使声带振动的生理功能。另一声带就简单地固定在中线上。重建声带时,身体任何部位的肌腱均可使用,如腕部的掌长肌腱、腿部的跖肌腱和趾伸肌腱。以后将稍加改进的肌腱移植术和肋软骨移植术还成功地用于一位30岁患先天性喉乳头状瘤病人。此病人曾反复使用直接喉镜摘除息肉,造成反复的瘢痕,大部分喉遭到破坏。

斯托林斯在第三例未报告的病例中采用不同的整形术,为一位20岁的男病人成功地恢复了他在车祸中完全失去的吞咽和说话功能。患者的两侧声带已麻痹,其会厌也因瘢痕而异位。结果不能无噎地吞咽。需要鼻饲和气管切开。虽已行环咽肌切开术使食管肌肉松弛,以便食物通过,但患者的气管开口太宽而无真正的改善。斯托林斯决定为病人进行手术,用局部的带状肌重建声带。沿甲状软骨中线切开后,发现患者喉的全部结构包括两个披裂软骨都已瘢痕化,不能修复和使用。斯托林斯剥离出一粘膜瓣,切去全部瘢痕组织,从颈部一侧剥离带状肌,置入喉腔,并保持肌肉上、下的血液供应,再盖以一层粘膜。对侧也同样操作。然后封闭喉部。第二天病人就能讲话和吞咽。

喉全切术后重建喉头,并使病人通过此重建喉能满意地发音、说话。喉全切后,将覆盖有转动粘膜瓣的重建的肌腱真声带缝于重建的环状软骨后缘和重建的甲状软骨前缘的中线上。置入永久性气管切开导管,以进行呼吸。重建的声带可振动发音,肺和共鸣腔也可被利用或重建。

需要解决的是排斥问题,估计20年内也许能解决。为过去已行喉全切除术的病人重