DOI:10.16016/j.1000-5404.1980.01.020

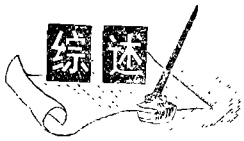
3．将1％福尔马林水固定之鞭毛菌液，管口塞以橡皮塞，置室温（22～34℃）保存，并在一月以后试染鞭毛，结果与固定12小时涂片染色的鞭毛标本并不相上下。此点较蒸馏水膨胀、生理盐水漂浮、离心洗涤等方法简便且易于掌握。为教学实验准备工作，提供了方便条件。

值得注意的是，目前医药公司市售福尔马林均有不同程度的聚合，聚合后的福尔马林含甲醛量不足36～38％。即使适当增大福尔马林浓度，有时还是不能避免鞭毛断裂脱落，如图所示（5％浓度福尔马林水固定之枯草杆菌鞭毛染色）。必须使用质地优良无聚合的福尔马林甚为重要。

4．有些杆菌如伤寒杆菌，在福尔马林水中固定时日过长，其菌体着色往往不够清晰，为了弥补此一缺点，可在加温染色后，用碱性美兰或稀释石炭酸复红复染1分钟，可获得较佳的染色结果。

小　　结

本法的特点是操作简单、重复性好、背景干净。关键是福尔马林浓度和菌种选择及培养时间。本法易为初学者掌握。



骨的电现象与电刺激骨生成

第一附属医院骨科　李起鸿

为激发骨的再生能力，加速骨折愈合，在实验与临床方面试用过很多方法与各种物质，但未取得明显成功。自 Yasuda（1953）[1]发现骨对机械压迫产生电位反应，并证明微量直流电能刺激骨痂生成后，骨的电现象与电刺激骨生成引起了广泛的重视。在实验基础上，70年代初开始临床试用直流电、脉冲电流与电磁场等不同形式的电能加速骨折愈合，治疗骨不连和先天性假关节病亦证明疗效显著。电刺激现已成为促进骨愈合的新途径。从骨的电现象的了解到利用电刺激增大骨的再生能力，这是近代医学生物工程在骨科领域的重大发展之一。本文就其发展和动态作一综述，以供参考。

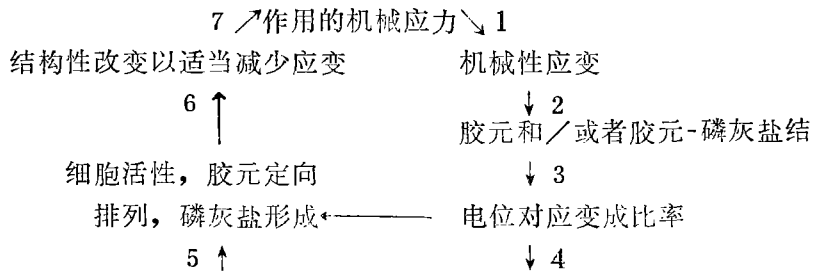
一、骨的电现象

（一）机械应力电位　自 Yasuda与Fukada 发现骨有压电性质后，始对骨的电现象有实际的了解。他们用机械压迫研究 Küntscher 所谓的“无骨折的骨痂”时，发现骨对机械应力

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved.　http://www.cnki.net

产生电位反应，受压区出现负电位，相对的张力区产生正电位。作者推想机械应力引起骨痂形成，可能是骨把机械动力转换成电能，刺激骨细胞增生的结果，提示单用电亦可刺激产生骨痂。乃用1.5V电池与电阻器连结作为刺激器，通过插放在兔股骨干上的电极输送1μA电流持续刺激3周，结果在两电极间形成嵴状骨痂，并发现阴极区骨痂量较多。应力产生的骨痂量和应力大小成正比。他们证明应力电位为压电性质，是来自胶元纤维，应力和骨纵轴成45°角时效应最大，死骨亦有电位反应。生物物理学上的这一发现，首次揭示可移位电荷对骨生成的重要意义。

在美国，Bassett与Becker②③、Shamose与Lavine④在60年代初期亦分别发现上述电现象，证明应力电位的极性是由骨变形方向所决定，凹面始终是负电位，凸面总是正电位。在活体内产生的生物学效应是：凹面出现新骨积聚，凸面发生老的骨质吸收。活骨对机械应力能以最有利的结构性改变相适应（Wolff定律），这与应力电位有关。儿童长骨干骨折畸形愈合时，如原始成角未超过25°或30°，畸形可随小儿发育而自动长直的原因亦在于此。Bassett③认为变形应力的这种生物学效应，是应力作用于胶元-磷灰盐之间的p-n结，使产生电信号指挥不同的细胞反应和新形成的胶元定向沉着与钙积聚，以便更好的抗拒变形外力。Jahn[5]与Wallast[6]根据骨基质与磷灰盐是种两性离子交换器，分析离子在电场内移动速度的差别，说明钙与磷在阴极积聚，钠与氯在阳极积聚，从磷灰盐积聚导致的过度饱和推论新骨将在阴极形成，阳极则相反。Jahn结合Bassett的意见，提出Wolff定律的作用程序如下：



离子电泳造成联合-分离上的移动使磷灰盐表面平衡，并可能影响细胞活性和胶元排列

骨基质内含有大量氢羟磷灰石结晶，这使骨像许多其它多结晶结构一样具有压电性质，骨就能把机械应力转换成电能[4]，应力使骨变形时就能产生电位反应。电位振幅决定于骨变形速度与大小，在负荷整个作用时间内电位大小不变，负荷加大时则稳定地上升，最大负荷与最快速度使骨变形时，峰电压幅度为2.76V，应力解除后逐渐恢复原先的等极状态，它们的关系是非线性的[2,7-9]。骨制动时应力电位最小，废用性骨质疏松即为其结果。Kenner曾用脉冲电压刺激改变这种骨的电性，使骨量有很大增加。

关于应力电位来源仍有争论，Bassett等[3,10]认为与骨的半导体性质有关，是P-n结使骨担当了应力转换器的作用。但Fukada与Shamus等许多作者坚持电位来自胶元纤维，当剪力作用于定向的长链条纤维分子时，由于结构中的交叉键（可能是氢键）扭曲使电荷移位。Anderson与Erikson提出湿骨受应力时产生的电位，部分是由于流动电位，即应力使骨变形引起液体流动，带着游离电荷的电解质经由骨小管渗漏到外部，这种离子流在位置固定的异种电荷分子表面流动时，乃在流动方向上产生流动电位。Lotke等[11,12]认为可能是上述电位的综合

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

（二）骨的生物电位 骨像其它组织和器官一样也存在恒定电位，即通常称为的生物电位或静息电位，它同应力无关，决定于细胞活力。Friedenberg（1966）[13]发现长骨干表面是正电位，干骺端是负电位，骨骺端又转为正电位。这种分布特点是骨细胞的代谢活动所决定，即骨生长活跃区域是负电位，不大活跃的区域是正电位。骨骺端下2—3cm处负电值最高，然后下降至等极性。Digby发现骨外膜与骨内膜之间存在恒定的电位差，骨内膜对骨外膜而言为负电位，后为Janseu[14]所证实，并认为电位差的去极化可引起骨生成。

（三）骨折的电位变化 Becker（1961）[15]最早注意到骨折可改变骨的生物电位极性，发现蝾螈骨折区最初的正电位迅速减弱，5—10天变为显著的负电位，并在骨折愈合期保持不变。Friedenberg报告兔和人的长骨干骨折亦有这种变化，例如胫骨干骨折时，整个骨干变为负电位，最大的负电荷峰从干骺端移至骨折区，当X线约能判断骨折愈合时才恢复正常极性。Becker及其同事[15,16]后来在细胞学水平上对蝾螈与鼠用微量直流电刺激进行肢体部分再生实验很有意义，证明无应激能的细胞习性可被弱电流控制。

二、电刺激骨生成的实验研究

应力电位生物学效应的观察导致电刺激骨生成的研究。在这方面Bassett与Becker在6^0年代初期的研究起了很大推动作用。

（一）直流电刺激 这是应用最早最多的一种方法。实验多是用兔或狗的长骨干，观察骨生成的实验模式主要有下列四种：

1．在骨干一侧钻两个孔，间距为1—2cm，插放正负电极，观察电极周围的骨反应[1,3,17]；

2．在上述两电极孔之间再制备一个稍大的洞式骨缺损，供观察新骨形成[18,19]；

3．把长骨干制成人工骨折[18-22]或骨缺损[23-25]，观察骨修复的结果，亦有同时用内固定[21,22,26]；

4．把电极从骨端的钻孔插入髓腔[14,27]，观察所谓无创伤的骨对电刺激的反应。

Bassett（1964）[3]按第一模式用铱—白金电极，把1.4V汞电池和电阻器连结组成刺激器，观察狗股骨干对1.10与100μA的反应，发现阴极周围有大量新骨形成，术后二周达到高峰，以后成骨不再增加。阳极有骨吸收。对照组与1μA刺激组，成骨反应微弱。但早期的一些实验结果并不令人鼓舞，例如O'conner[28]用100μA重复上述实验时虽大致肯定Bassett的观察，但很难判断骨生长程度。Hambury[29]用36μA重复，并用锶[85]摄取量判断骨生长程度，其结果是否定的。其他几个作者的结论也是矛盾的。这种紊乱与矛盾的主要原因是电量不稳定。由电池与电阻器串连组成的电路，供应的电流因体液极化效应而很难控制，名义上电量很大，输送到骨的实际上仅0.7—3μA[3,17,29]。

70年代初开始采用恒定电源。这是包括有场效应晶体管和电阻器组成的恒势电路，可持续稳定地输送电流，不受组织内电阻变化的影响。Friedenberg(1970)首先采用这种恒定电源观察骨对各种电量的反应。作者及其同事[17,19,27]用不锈钢作电极，在兔的长骨干第一、二与第四实验模式上证实新骨主要是在阴极形成，新骨类型主要是成骨性，某些区域也有转化性成骨。20μA刺激成骨最适宜，30—40μA虽可刺激骨生成，但同时有某些破坏性改变，5—10μA的成骨效应很小。阳极有骨破坏，超过20μA有严重破坏，若大至100μA甚至在阴极也

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

出现破坏。作者观察电极五种不同位置对成骨效应的影响，发现阴极插于骨折端时成骨效应最好，证明可加速兔的腓骨骨折愈合，其后并为Weigert[22]所证实。Yasuda[30]报告阳极位置有指引骨痂生长方向的作用。阳极坏死反应不仅决定于电量本身，同电极间电压亦有重大关系；同一电量其后因电阻加大可使电极间电压进一步增高[27]。

Lavine[13]报告用白金电极，按第二实验模式观察2—4μA的骨反应，发现2.5—3.5μA最有利于新骨形成，3周的新骨量和对照组6周相等。Weigert[21,22]在接骨板加压内固定条件下，用各种观察方法分析3—15μA对兔胫骨干骨折愈合的效应，认为10μA最好，骨折在3周后抗断裂强度比对照组大21%，荧光素沉积量大，血管化亦多。Stan[26]用塑料接骨板由两枚金属螺钉固定作电极，或用一枚螺钉插于骨折处，报告8—15μA可加速兔股骨干与胫骨干骨折愈合（21—24天:35—42天）。

直流电刺激的成骨效应主要是在阴极，并仅局限于阴极附近，因此不能促进骨缺损的修复。Harris[23]报告虽证实可在第四实验模式引起骨生成，但把狗桡骨干制成0.5、10与20mm三种骨缺损用20μA刺激时，结论是无加速骨愈合的效应。Jacobs[24]报告仅可使狗牙周骨的骨缺损处骨内膜新骨形成增多。Connolly[25]报告20μA刺激3周可使骨折抗扭力强度比对照组大40%，在骨缺损的实验中证明若无骨膜存在，则不能促进骨缺损愈合。

骨本身的电参数尚不清楚。刺激骨生成的有效电量从200nA/cm至20μA不等，现已了解电量同制作电极材料有极大关系[30-32]。Liboff等[33-36]对不同材料的电极与骨阻抗、电极周围极化效应造成的电压阈、电极间电流-电压以及其它物理化学反应等曾进行一些实验观察。这些基础研究表明对电极选择与电路设计有重要意义。

（二）脉冲电流与脉冲电压刺激 Richez（1972）[37]报告低频单相脉冲电流可把坏死效应降至最低限度，阳极能像阴极一样刺激新骨形成。作者比较了两种刺激器的效果：一种为50μA/秒，间隔期1秒，频率0.5HZ；第二种为250μA/秒，间隔期9秒，频率0.1HZ。两者的铱-白金的正负电极周围均有新骨形成，并在第三周达到最大限度。阴极骨痂直径5—6 mm，阳极3—4 mm，但邻近阴极的髓腔内小的出血坏死灶稍多于阳极。从成骨效应与坏死范围判断，第一种刺激器效应较优。

Levy[38,39]根据对Cochran报告的应力电位进行频率分析，认为最适宜的频率约为0.7HZ。作者发现低频率单相脉冲电流与短周期有更强的骨生成，证明可使狗股骨干骨量增加43%，直流电刺激组仅增加17%，并报告可使狗桡骨干0.5mm骨缺损在12周内愈合，对照组则不能愈合。Stan[26]报告脉冲电流成骨效应比直流电强，前者可使兔的胫骨与股骨干骨折在15—21天内愈合，后者须21—24天，无刺激组需35—42天。Лапца[40]报告脉冲电流使新骨增加主要是靠减少软骨与纤维组织，新骨的成熟速度与矿物质化并无差别。作者谓11—15μA/秒实验组有1/3出现电极周围化脓与电力加大有关。Hassler[20]用骨密度对比法和组织学方法比较直流电与直到60HZ的各种脉冲电流的成骨效应，报告两者在骨愈合早期均能加速骨生成，但后者并无更多的骨生成。Satzger[41]报告脉冲电压正负电极均有新骨形成而无坏死反应。

（三）电场与电磁场刺激 Bassett[42]认为直流电与脉冲电流刺激均须手术植入电极，新骨仅局限于电极附近很小的区域，并有电解等电化学反应而不利于骨生成的缺点，乃研究非植入法，用电场把电能转送至骨组织，证明容量性耦联静电场100V/cm能加速兔的腓骨骨折修复。因考虑很高电压可能有害人体，无临床应用的吸引力，又转而研究电磁场对骨折修

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

复的效应。作者用狗腓骨骨折作实验模式，对下述两种不同波形参数的电路效应进行比较：第一种波形成时间1 ms，重复率 1 HZ，在骨上产生2mV/cm峰电压场；第二种波形成时间150ms，重复率65HZ，在骨上产生20 mV/cm峰电压场。第一种电路刺激在术后28天未使骨折愈合，第二种产生连续性骨愈合，骨痂块很小。作者认为电磁场加速骨愈合的最大效应可能是作用于再生过程的结构和成熟方面，从而加速骨修复的过程。

Brighton[43] 用体外组织培养观察各种恒定电场对21天大小雄鼠肋-软肋骨骺板生长影响，通过对Ca^{45}、S^{35}、H_3-胸腺嘧啶核甙的测定，证明1500V/cm 恒定电场对骨骺板增长效果最好。作者指出加速骨骺板生长是电压阶度激发骨骺软骨板细胞的生理性反应所致，不是电流的作用。Yasuda 等[30,44]用永久性电极化聚四氟乙烯薄膜贴放或环缠于兔的股骨干，结果在膜下形成骨痂，并在第二周末达到最大限度。对照组无骨痂形成。此膜植入前含 60—80/cm^2 静电单位，实验结束时为3—4/cm^2 静电单位。这是用弱电场诱发骨生成的一种实验模式。

三、电刺激骨生成的机制

电在性质上是指挥骨细胞对它所在的物理环境的变化作出生理反应的一种信号(Brighton)。电刺激骨生成的事实已被大量实验所肯定，但电是如何作用于骨的机制还不清楚。Bassett[3] 用磷灰盐-胶元结晶之间存在P-n 结来解释移位或植入电荷的生物学效应。Becker[16] 认为微量电流可导致细胞分化，或者于再分化以后产生间变。Jahsen[14] 用正常电位差去极化作用说明电刺激骨塑造和骨愈合。Brighton 等[45,46] 从直流电在局部组织引起的物理化学变化解释成骨机制，认为阴极诱发骨生成是电解作用产生氧消耗和氢，使局部组织氧张力很低而刺激多能细胞分化为软骨母细胞和成骨细胞而有利于骨生成，pH增高有利于钙化。正如Brighton[32] 本人所指出，这并不能解释电场与电磁场的成骨效应，认为后者是直接作用于骨或软骨细胞。Brighton 根据近年有关cAMP的报导，指出电的直接效应必先是活化cAMP 系统（第二信息），依次再打开各酶系统而使完成骨或软骨细胞特殊的生理性反应。Norton[47] 用60克/cm^2 机械性静压和大于950 V/1.5cm 或750V/1.5cm、5 HZ的振动电场，使骨骺软骨细胞内 cAMP含量变化。这个重要发现提示 cAMP 是电或机械力刺激引起的早期的细胞内信息，电是打开 cAMP 系统的细胞外信息。从这种机制探索电刺激骨生成的控制与调节，前景是令人鼓舞的，但这些研究距离临床应用还很远。

四、临床应用

近10年来临床试用电刺激加速骨折愈合，治疗骨不连与先天性假关节，证明疗效显著。

（一）直流电 Friedenberg(1971)[48] 最早报告用克氏针作阴极插于骨折端，铝片作阳极贴放于跟内侧皮肤，用10μA持续刺激 9 周治愈 1 例内踝骨不连。Brighton[49] 用10—20μA治疗24例骨不连与 5 例先天性假关节，15例骨不连完全骨愈合，先天性假关节仅治愈 1 例。作者指出股与胫骨须用 2 — 4 个阴极，每个输送20μA，小骨用10μA即够。最近 Brighton[32] 报告57例骨不连，成功率68.4%（39例）。阳极置于体外亦常有引起皮肤刺激的缺点。

Lavine[50,51] 用白金电极，用 4 μA持续刺激 4 个月治愈 1 例先天性胫骨假关节，其后结合植骨又治愈 1 例多次手术失败的先天性胫骨假关节。Dwyer[52] 报告12例腰骶椎移植腓骨融

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

合术结合电刺激的结果，是用4个钛极插于后椎间关节突钻孔内，每个输送5μA，11例于6—16周内取得完全的初期融合，1例因刺激器失效而失败。作者认为电刺激有加速植骨融合的效应。Юмашев[53,54]治疗30例股骨粗隆部骨折与32例胫骨干骨折，证明能加速骨折愈合。32例胫骨干骨折在2½—3个月达到X线和临床完全愈合，对照组34例达到相同程度愈合须4½—6个月。Becker（1977）[31]用纯银电极，200nA/cm低强度直流电治疗17例骨不连，13例完全治愈。其他作者亦有类似的报告。

（二）脉冲电流 Jörgensen[55]结合Hoffmann固定器用低频脉冲非对称性直流电治疗24例胫骨干骨折，发现比对照组33例愈合速度快33%。刺激器产生的大约是1 HZ与振幅不超过1.3V的脉冲交流电，40μA纯脉冲直流电。常有严重的皮肤刺激反应，甚至有脓性分泌物，为此须常调转电极的极性。Hinsenkamp报告2例发生电极严重的腐蚀。Satzger[41]报告用振幅30μA，时间0.5秒，频率1 HZ的单相脉冲电流治愈2例先天性胫骨假关节，此2例先前各作过2次手术均失败并曾拟截肢。

（三）电磁场 Bassett[56]报告用脉冲电磁场治疗12例先天性假关节与14例骨不连。先天性假关节平均作过3.4次手术，8例曾拟截肢，结果治愈9例（73%）。14例骨不连时间平均2.3年，亦曾多次手术失败，9例曾拟截肢，治疗后10例（76%）获得骨愈合。Ткаченко[57]在手术内固定基础上用低频脉冲交流电磁场治疗58例新鲜骨折和34例骨不连，全部病人在短期骨愈合。作者谓他们既往的骨折内固定后骨不连发生率4.6%，骨不连手术治疗失败率18%。Krause与Lechner在内固定基础上用电磁场成功地治疗100多例假关节与自发性骨折，但治疗结果未作统计学评价。Wilhelm[58]采用Krause-Lechner的电动学原则治疗5例腕舟骨骨不连和3例新鲜的腕舟骨脱位-骨折均获成功，治疗时间较传统疗法显著缩短。

结　　语

骨的电现象方面的知识不仅为解释临床许多重要现象显示了重要性，并为电刺激骨生成提供了坚实的基础。不同形式的电能只要量与时间适宜就可产生或加速骨生成，但目前评论何种电能的成骨效应最好尚为时过早。诚如大多数作者所指出，电刺激在广泛应用于临床之前还须进一步实验研究，今后随着基础研究的深入，人工控制骨生成是可能的。

主要参考文献

1. Yasuda I:Clin. Orthop 124:5, 1977 (Reprinted from J. Kyoto Med. Soc 4:395, 1953)
2. Bassett C A L et al: Science, 137:1063, 1962
3. Bassett C A L et al: Nature, 204:652, 1964
4. Shamose M H et al: Nature, 197:81, 1963
5. Jahn T L: Clin. Orthop. 56:261, 1968
6. Wallast R et al: Electric Stimulation of Bone Growth and Repair, Burny,F et al (ed), Springer-Verlag, p.29, 1978
7. Cochran GVB et al: Clin. orthop. 58:249, 1968

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

8. Shamose M et al: Nature, 213:267, 1967
9. Steinberg M E et al: J. Bone Joint Surg. 56-A:704, 1974
10. Becker R O et al: Nature, 206:1325, 1965
11. Lotke P A et al: J. Bone Joint Surg. 56-A:1040, 1974
12. Cochran G V B: Bull. N. Y. Acad. Med. 48:899, 1972
13. Friedenberg Z B et al: J. Bone Joint Surg. 43-A:1643, 1966
14. Jansen L W M et al: Electric Stimulation of bone growth and repair, Burny F et al (ed) Springer-Verlag, P.61, 1978
15. Becker R O: J. Bone Joint Surg. 43-A:643, 1961
16. Becker R O: Clin. Orthop. 83:255, 1972
17. Friedenberg Z B et al: Surg. Gynec. Obstet. 131:894, 1970
18. Lavine L et al: Acta Orthop Scandinav. 42:305, 1971
19. Friedenberg Z B et al. J. Bone Joint Surg. 53-A:1400, 1971
20. Hassler C R et al: Clin. Orthop. 124:5, 1977
21. Weigert M et al: Clin. Orthop. 124:9, 1977
22. Weigert C R et al: Electric Stimulation of bone growth and repair, Burny F et al (eds), Springer-Verlag, P.45, 1978
23. Harris W H et al: Clin. Orthop. 124:71, 1977
24. Jacobs J D et al: Clin. Orthop. 124:41, 1977
25. Connolly J F et al: Clin. Orthop. 124:97, 1977
26. Stan S et al: Ibid. 22, P.47
27. Friedernberg Z B et al: J. Bone Joint Surg. 56-A:1023, 1974
28. O'conner B T et al: Nature. 222:162, 1968
29. Hambury H J et al: Nature. 231:190, 1971
30. Yasuda I: Clin. Orthop. 124:53, 1977
31. Becker R O et al: Clin. Orthop. 124:75, 1977
32. Brighton C T et al: Clin. Orthop. 124:106, 1977
33. Liboff AR et al: Clin. orthop. 106:330, 1975
34. Sansen W et al: Electric Stimulation of Bone growth and repair, Burny F et al (eds), Springer-Verlag, 1978
35. Durard B et al: Ibid. 34, P. 19, 1978
36. Cordey J et al: I bid. 34, P. 69, 1978
37. Richez J et al: Virchows Arch. (Pathol. anat.) 357:11, 1972
38. Levy D D et al: Clin. Orthop. 88:218, 1972
39. Levy D D et al: Ann. N. Y. Acad. Sci. 238:478, 1974
40. Ланда В В и друг.: Ортопед. Травматол. 10:55, 1976
41. Satzger G et al: Electric stimulation of bone growth and repair, Burny F et al (ed), Springer-Verlag, P.45, 1978
41. Bassett C A L et al: Science, 184:575, 1974

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net

43. Brighton C T et al: J. Bone Joint Sur. 58-A:971, 1976
44. Inoue S et al: Clin. Orthop. 124:57, 1977
45. Brighton C T et al: J. Bone Joint Sur. 53-A:719, 1971
46. Brighton C T et al: Clin. Orthop. 107:271, 1975
47. Norton L A et al: Clin. Orthop. 124:54, 1977
48. Friedenberg Z B et al: J. Trauma, 11:883, 1971
49. Brighton C T et al: J. Bone Joint Sur. 57-A:368, 1975
50. Lavine L S et al: Science, 175:1118, 1972
51. Lavine L S et al: Clin. Orthop. 124:69, 1977
52. Dwyer A F et al: M. J. Aust. 1:73, 1974
53. Юмашев Г С и друг.: Ортопед. Травматол. 2:49, 1975
54. Юмашов Г С и друг.: Ортопед. Травматол. 6:61, 1975
55. Jörgensen T E: Acta Orthop. Scand. 43:421, 1972
56. Bassett C A L et al: Clin. Orthop. 124:128, 1977
57. Ткаченко С С и друг.: Ортопед. Травматол. 1:1, 1975
58. Wilhelm K et al: Excepta Medica S.33, 21 (1) :36 1976

抗菌素进入内眼的评价

第一附属医院眼科　徐维扬

一般说来对外眼感染的治疗上通常所遇到的问题少，而在内眼治疗上，尤其是严重的内眼感染在选用抗菌素时所遇到的问题就较多。众所周知抗菌素不能在眼内和颅内与血液产生同样的浓度，因此给眼科医生带来相当大的困难。

目前全身使用抗菌素治疗内眼感染者已很少，但某些抗菌素在一般给药下亦能达到房水产生治疗效价，其有效浓度达到玻璃体者则很少，甚至有些药物根本就不能到达玻璃体。因此目前国内外广泛在动物和人体上作是项研究，他们在研究时采用各种药物浓度，甚至用最大剂量以测定在内眼的浓度。

Simmons及O'Rourke 氏等指出：色素层血流大约一分钟为0.2cc，大约需要一周的时间方能渗入眼内，因此他认为全身用药控制内眼感染，不主张用突击式的剂量，主张用一般剂量。

使用抗菌素后在眼内分布情况

青霉菌素 G：Irving 氏等以家兔肌注1500u/kg，角膜正常，房水内无药物渗入，反之角膜炎者房水量在肌注15′为0.4μg/cc，45′为0.15μg/cc，105′为0.15μg/cc，Sallmann氏用5000u

?1994-2016 China Academic Journal Electronic Publishing House. All rights reserved. http://www.cnki.net