

仿肌肉功能的高分子材料

何小权

(青岛海洋大学工程学院, 青岛, 266003)

提要 本文讨论了人工肌肉高分子(AMP)的类型、变形机制、动力学性能及与天然肌肉的对比。

关键词 功能高分子材料, 人工肌肉材料, 化学-机械能量转换

天然肌肉所具有的将化学能等温高效地直接转换为机械能的特性是迄今为止人类所创造的所有装置都不具备的。其高效率、无噪声、无污染、体积小、柔性结构分布式直接驱动及特殊的伺服性能等特点也十分引人注目。长期以来, 研究具有类似于天然肌肉上述特性的功能高分子材料——人工肌肉高分子材料 AMP(Artificial Musclar Polymer)一直引起人们的极大兴趣。近年来机器人技术的发展对驱动元件性能提出的更高要求进一步促进了 AMP 研究的发展。

40年代末, Kuhn、Katchalsky 等^[1~3]对高分子电解质聚合物在不同 pH 值的溶液中的伸缩变形行为的研究一般被认为是 AMP 研究的开端。50年代直至80年代中期, AMP 研究主要集中于探索将化学能直接转换为机械能所涉及的材料、有关反应及实验模型装置(文献中称为 Mechanochemical 或 Chemomechanical Conversion, 以下简称 MC 型人工肌肉)。80年代中期以来, AMP 研究开始与电场、电流的作用联系起来, 出现了 EMC(Electromechanochemical Muscle)型人工肌肉和 EMC 研究。近年来 EMC 研究发展迅速, 成为当前 AMP 研究的主要方向。

1 MC 型人工肌肉

1.1 pH 型人工肌肉

pH 型人工肌肉是人工肌肉最早、也是研

究得最多的模型之一, 可用图1及式(1)~(3)说明其基本原理。

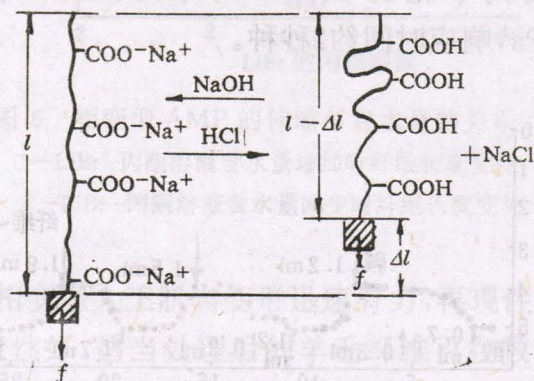
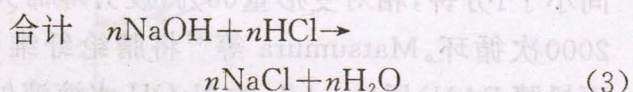
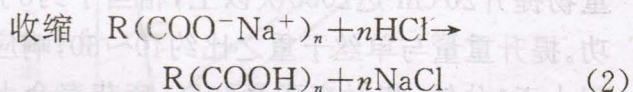
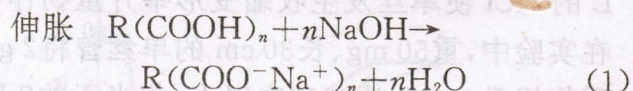


图1 pH 型 AMP 模型^[25]

在伸胀过程(1)中, 高分子链带电负性, COO^- 基团之间的静电斥力使高分子链伸展,



何小权 讲师, 1957年生, 四川成都人, 1984年毕业于西南交通大学机械工程系(硕士)。现执教于青岛海洋大学工程学院, 从事功能材料、新型制动元件及机器人等方面的研究。

同时增大了的渗透压使凝胶体溶胀;收缩过程(2)中, H^+ 离子抵消了高分子链的电负性,高分子链重新卷缩。另外, $COOH$ 之间的氢键有助于链的收缩和链构象的保持。

这类聚合物主要有聚丙烯酸(PAA)、聚甲基丙烯酸(PMAA)^[3,5]、聚乙烯醇(PVA)^[6]、PAA与PVA的交联聚合物(PVA-PAA)^[7]、离子化处理的聚丙烯酰胺(PAAm)^[8]等。在pH型人工肌肉的一项典型实验^[3](图2)中,将干重为6 mg的PVA-PAA单丝用0.01 mol/L的NaCl水溶液浸渍充分溶胀后系吊360 mg重物,顺序添加0.02 mol/L的NaOH、0.02 mol/L的HCl使单丝发生收缩变形举升重物做功。在实验中,重50 mg、长30 cm的单丝曾将2 g的重物提升20 cm达2000次以上,相当于约8 J的功。提升重量与单丝干重之比约40~60,响应时间小于1分钟,相对变形量66%,疲劳寿命大于2000次循环。Matsumura等^[8]将腈纶纤维(聚丙烯腈PAN)用1 mol/L的NaOH水溶液处理得到离子化的PAAm纤维。其出力约1~2 MPa,响应时间约2秒种。

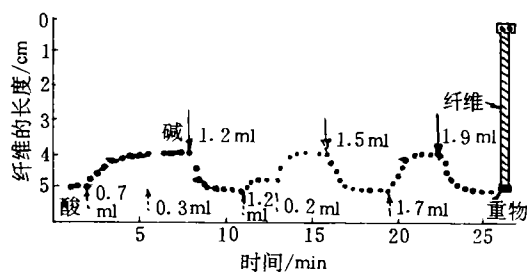


图2 pH型AMP酸碱交替伸缩实验^[5]

1.2 螯合型人工肌肉

某些金属离子如 Ca^{2+} 、 Cu^{2+} 等可与高分子聚合物发生络合反应生成金属螯合物,使高分子链构象改变,这类体系一般称螯合型人工肌肉。Kuhn等^[11]采用PVA与铜的络合物制做了螯合型人工肌肉模型:将经热处理后不溶于水的PVA置于水溶液中显著溶胀后加入 Cu^{2+} ,溶胀的PVA单丝与 Cu^{2+} 反应生成PVA-

Cu^{2+} 络合物,单丝收缩做功。某些过渡金属如 Cu^{2+} 、 Ni^{2+} 、 Zn^{2+} 可与聚乙烯基胺发生螯合反应,在特定的pH值范围内引起剧烈的高分子链构象改变^[12],也可用于人工肌肉。

1.3 离子交换型人工肌肉

聚合物高分子链上结合的金属离子与溶液中的金属离子发生交换时,由于不同离子价的键合常数有差别,因而凝胶的渗透压、交联程度以及溶解度等多项性能发生变化,使聚合物胶体发生变形。Katchalsky^[10]用PMAA与PVA的交联聚合物PMAA-PVA观察了其在NaOH、 $Ba(OH)_2$ 水溶液中的溶胀度变化情况。当 Ba^{2+} 含量在80%以上、中和度为0.9附近时PMAA-PVA凝胶急剧收缩。Bolzer^[13]采用PVA-PAA的交联聚合物分别与 Na^+ 、 Ca^{2+} 、 Cu^{2+} 、 Mg^{2+} 等金属离子以及乙二胺四乙酸(EDTA)交替作用得到了离子交换型人工肌肉模型(图3)。

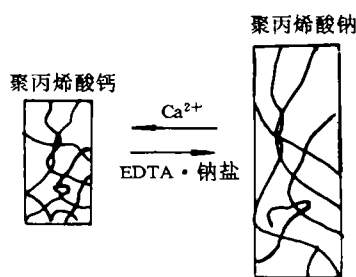


图3 离子交换型AMP模型^[13]

1.4 氧化还原型人工肌肉

氧化还原型肌肉由于存在直接利用空气中氧气发生氧化反应时释放能量的可能而相当有吸引力。Kuhn^[14,15]将PVA- Cu^{2+} 氧化还原人工肌肉模型浸渍于pH为5.9的缓冲溶液中,PVA纤维与 Cu^{2+} 形成络合物,PVA纤维收缩。但在Pt存在条件下通入氢气, Cu^{2+} 还原为 Cu^+ ,络合物迅速破坏,纤维伸长;而在Pt存在条件下通入氧气时, Cu^+ 又被氧化为 Cu^{2+} ,PVA纤维收缩(图4)。氧化还原型人工肌肉对反应条件和催化剂要求较高,动力性能也较pH

型人工肌肉差,研究进行得不多。

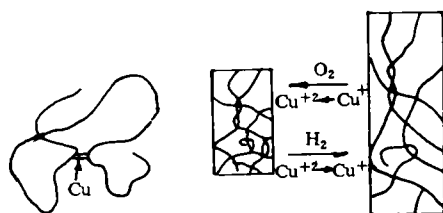


图 4 氧化还原型 AMP 模型^[14]

1.5 相变型人工肌肉

部分蛋白质具有在非晶态、晶态之间发生可逆相变的能力。当向蛋白质中添加某些盐类物质时,维持蛋白质分子三级结构的氢键等次价键被破坏,蛋白质由晶态转为非晶态,产生收缩。盐类得到稀释后,氢键等次价键得以恢复,蛋白质重又转为晶态结构,产生伸张。相变型人工肌肉常用的高分子材料有骨胶原纤维、角蛋白纤维(实际为羊毛纤维)等。继50年代发现^[16]羊毛纤维在 LiBr 浓溶液中的化学熔融现象后,60年代 Katchalsky、Oplatka 等^[20~25]对羊毛纤维、骨胶原纤维在 LiBr、KCNS 浓溶液中的化学熔融现象进行了深入研究。Sherebrin 等^[22]发现(图5、图6)将经处理后的羊毛纤维置于 LiBr 的丙酮溶液(摩尔比0.004~0.005)中时,纤维并不发生变形,而当此溶液又含一定摩尔比的水时,纤维将急剧收缩,最多可缩至原长的30%。需要特别指出,图5及图6的实验都采用了一系列各含不同摩尔比水的LiBr的丙酮溶液。但图5数据是用多根纤维分别浸入,而图6数据是用同一根纤维顺序浸入上述各份 LiBr 的丙酮溶液得到的。

对于羊毛纤维的上述伸缩行为 Oplatka 等认为^[25],当 LiBr 的丙酮溶液含有不足量的水时,溶液中的 Li^+ 离子水合作用不充分,于是将蛋白质肽链上的 NH^- 、 OH^- 拉入其离子轨道,引起螺旋形肽链的扭曲变形甚至坍塌。而有过量水存在时水合作用充分, Li^+ 的离子轨道填满,不再与肽链争夺 NH^- 、 OH^- 离子。

与 pH 型、螯合型、氧化还原型人工肌肉相

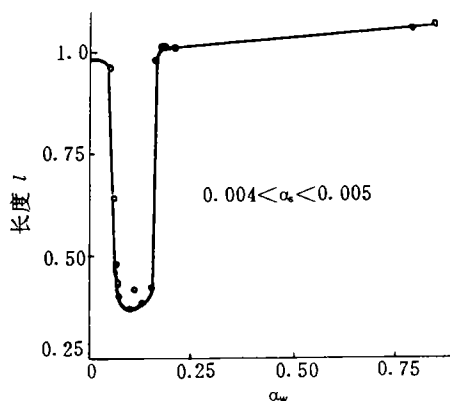


图 5 各组相变型 AMP 变形对比^[22]

α_w —LiBr 与丙酮的摩尔比; α_w —水与丙酮的摩尔比

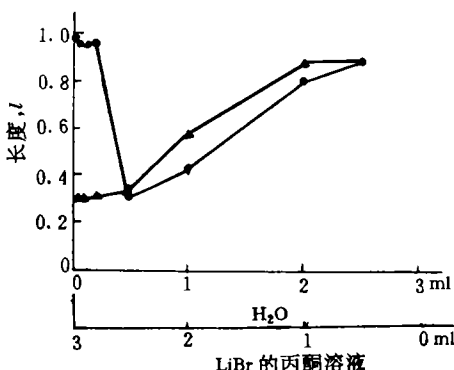


图 6 相变型 AMP 的伸缩与含水量的关系^[22]

○—LiBr-丙酮溶液含水量增加时纤维长度变化;

△—LiBr-丙酮溶液含水量减少时纤维长度变化

比,相变型人工肌肉变形迅速有力,再现性和耐疲劳性好。适当处理后的羊毛纤维可在数分之一秒内收缩为原长的一半并发出约10倍于同等截面积的天然肌肉纤维所能发出的力^[25]。通过调节溶液中水的浓度,可以形成纤维伸缩变形循环(图6)对外做功。Katchalsky 等^[18~19]利用骨胶原纤维实验制作了可将化学能自动连续地转换为机械能的卧式和立式轮机模型并取得了成功。

1.6 “物理”型人工肌肉

对于某些类型的高分子聚合物而言(如 PVA 与 PAA 的交联聚合物 PVA-PAA),聚合物纤维与溶剂分子的相互作用性质决定了聚合物的变形模式。如两者相互吸引(如水与

PVA - PAA 凝胶),则聚合物纤维吸入溶剂分子溶胀。而当两者相互排斥时(如丙酮与 PVA - PAA 凝胶),溶剂分子被排斥,同时在溶胀阶段已被吸入的其他溶剂分子也被拉出,聚合物纤维退溶胀收缩。变形未涉及化学反应,可称为“物理”肌肉。Caldwell 等实验了一系列溶剂(水、丙酮、氨、乙醇、甲酸、甲苯、氯仿等)与 PVA - PAA 的相互作用后发现^[41],“丙酮 - PVA - PAA - 水”体系是有效的“物理”肌肉模型。其出力约 0.3 MPa,变形速度约 10%/s,响应时间约 3 秒且具有较好的耐疲劳性。Umemoto 等^[42]采用 PAAm 与 PMAA 的交联聚合物 PAAm - PMAA 纤维,Suzuki 等^[9]采用 PVA 纤维也实现了用水、丙酮交替作用产生伸缩变形、性能良好的“物理”肌肉模型。

2 EMC 型人工肌肉

在 pH 型人工肌肉研究的基础上,Hamlen 等^[26]利用电化学方法改变溶液的 pH 值第一次实现了 EMC 型人工肌肉。其具体作法是将 PVA 与 PAA 的交联聚合物 PVA - PAA 单丝置于 1% 的 NaCl 水溶液中,采用 Pt 电极电解 NaCl 水溶液引起 pH 值变化导致 PVA - PAA 丝束发生伸缩变形。在 Hamlen 之后很长一段时间 EMC 型人工肌肉研究处于停顿状态,直到进入 80 年代,EMC 型人工肌肉研究才取得迅速进展^[27~40]。

具有 EMC 行为的高分子聚合物类型很多,一般 MC 型人工肌肉中的 pH 型肌肉所采用的聚合物都表现出 EMC 行为。常见的聚合物有聚丙烯酰胺与甲基丙烯磺酸的共聚物 P (AMPS - co - HEMA)^[27,32]、PAA 与 PVA 的交联聚合物 PVA - PAA^[9,26,29]、PMAA^[27]、PAAm^[28,29]以及 PVA、PAA、PAAm 的接枝交联共聚物^[36]P(EG - co - PG) - g - PAAm; or - PAA 等。可以从几方面来解释聚合物凝胶体的 EMC 行为。

(1) 聚电解质凝胶内部与外部溶液的离子迁移运动存在差别,所产生的离子浓度差导致

凝胶体的渗透压出现差别使聚合物凝胶发生变形^[35]。

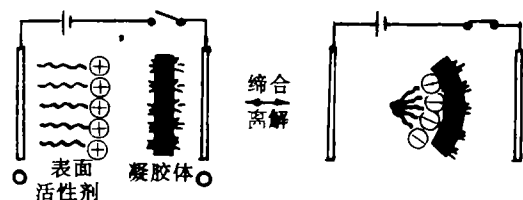
(2) 电极附近因电化学反应而发生的 pH 值变化区域逐渐向高分子聚合物凝胶体表面和内部扩展,以与前述 pH 型肌肉类似的机理促使聚合物凝胶变形^[29]。

(3) 由于电场的存在,凝胶体表面离子分布不均,溶液中对离子(如表面活性剂等)在凝胶体表面不均匀吸附,导致表面相关反应(如络合反应等)也不均匀,因而使凝胶发生变形^[34]。

Osada 认为^[32,33],可离子化的化学键的存在是高分子聚合物材料具有 EMC 行为的重要条件,凝胶体在无机盐等电解质或极性溶质的溶液中的 EMC 行为要比在非电解质、无极性溶质以及有机物溶质的溶液中的 EMC 行为强烈。电场电流的变换频率对材料的 EMC 行为有很大影响,一般只有直流电能使聚合物材料产生 EMC 行为,而频率大于 6Hz 的交变电场不引起 EMC 行为;外载荷可促进高分子链中化学键的离子化进而使凝胶产生更强烈的 EMC 行为。

一般地讲,EMC 型人工肌肉的性能均较前述 MC 型人工肌肉差。Rossi 等^[29]在进行了两类肌肉对比研究后认为,在 MC 型人工肌肉中,由于溶液中离子浓度已事先调节到适当范围而且分布均匀,因而材料变形迅速而均匀。相比之下 EMC 型人工肌肉中,离子浓度由电极附近的区域内逐渐扩散,变化缓慢,浓度不均匀,因而材料响应时间长,变形缓慢。另一方面,电场的方向性使离子在凝胶表面分布不均匀,这种不均匀虽然可促进某些类型的 EMC 行为(如凝胶试样在电场中的弯曲变形^[34],图 7),但对于单丝的伸缩变形模式来说,这种不均匀所引起的单丝横截面周边上离子分布不均可能引起变形的不一致。

目前的 EMC 型人工肌肉的变形能量主要由电流提供,同时电流又起着控制的作用。而在天然肌肉中,以 Ca^{2+} 形式体现的生物电仅仅起

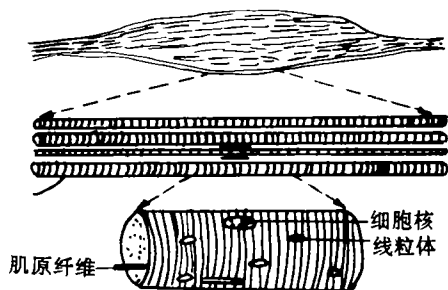
图7 电场中凝胶的弯曲变形^[34]

控制扳机的作用触发 ATP 水解反应,肌肉收缩所需能量由 ATP 水解反应提供。与之类似,枪枝火器的扳机撞针起控制和触发的作用,而子弹飞行的能量来自弹药的氧化还原反应。理想的人工肌肉体系应当也是由电起控制触发的作用,而肌肉变形对外作功的能量由体系中化学反应提供。

3 天然肌肉和人工肌肉的分子模型、变形机制及动力学性能

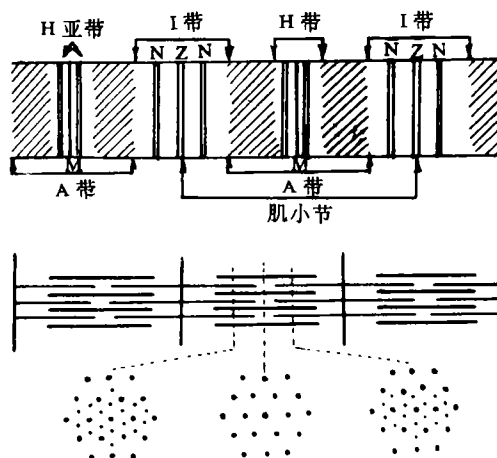
3.1 天然肌肉的分子模型和变形机制

肌原纤维是天然肌肉中直接担负变形功能的基本单元,外形类似一直径约 $1\mu\text{m}$ 的圆柱体(图8)^[43]。肌原纤维是由粗细不同的两组纤维肌丝——粗肌丝和细肌丝以高度规则的方式排

图8 肌肉的微观组织细节^[44]

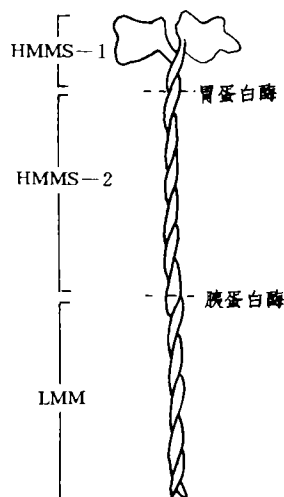
列组成(图9)。按折光系数的不同,沿长轴可将肌原纤维划分为规则排列的 A 带、I 带、H 带及 Z 带,在大部分骨骼肌的肌原纤维中 A 带的中央还可看到一条称为 M 线的细线;在蟾蜍和母鸡等动物的骨骼肌的肌原纤维中, I 带中 Z

线的两侧,据有关报告还可看到两条更细的窄带,一般称为 N 线。两相邻 Z 带之间的部分称为肌小节,肌原纤维即许多肌小节规则排列接续而成。粗肌丝位于 A 带,长度与 A 带带宽相等,而细肌丝由 I 带插入 A 带直至 H 带边缘。兔腰大肌处粗细肌丝的长度和直径分别为 $1.5\mu\text{m}$ 和 $1\mu\text{m}$ 以及 10nm 和 5nm 。在横截面上粗肌丝按三角或六角阵列的方式排列,粗肌丝间

图9 肌原纤维的粗细肌丝排列^[43]

中心距大约为 40nm 。H 带的横截面上只有粗肌丝而 Z 带横截面上只有细肌丝,在粗细肌丝重叠部分的横截面上细肌丝总是位于相邻的三根粗肌丝之间的中央部位。

粗肌丝由肌球蛋白组成。肌球蛋白分子大体上象一个一端带有两个球状结构的长约 150nm 、粗约 4nm 的棒状物(图10),它由两根分子量均约为20万的多肽链组成,两根多肽链的大部分绞合成麻花形结构,每根多肽链在其一头都有一个球状区域,两个球状区域都位于分子的同侧。一个肌球蛋白分子含一分子的重酶解肌球蛋白 HMM 和两分子的轻酶解肌球蛋白 LMM,其中 HMM 的 S-1 部分具有 ATP 酶活性,而 S-2 部分在适当条件下易与细肌丝上的肌动蛋白结合成具有伸缩弹性的肌动球蛋白复合物,因此肌球蛋白分子的 S-2 部分又称横桥,粗细肌丝之间就是通过横桥相互作用的。

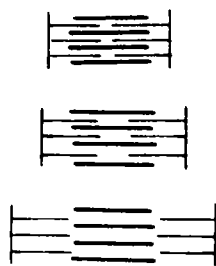
图 10 肌球蛋白分子模型^[42]

细肌丝由肌动蛋白组成,细肌丝中的肌动蛋白主要是G-肌动蛋白(肌动蛋白的单体分子)的纤维状线性聚合物——F-肌动蛋白,两条F-肌动蛋白丝绞合成双股螺旋,其中的凹槽内躺卧有原肌球蛋白和原宁蛋白组(又称肌钙蛋白组)形成细肌丝的基本骨架,肌肉静息时,原宁蛋白组具有阻止肌球蛋白中HMM的S-2部分与肌动蛋白结合的作用。

肌肉收缩的肌丝滑行学说认为:神经冲动出现后, Ca^{2+} 注入细肌丝,与其中的原宁蛋白组中的TnC蛋白结合形成 Ca^{2+} -肌动蛋白复合体,原宁蛋白组对肌球蛋白与肌动蛋白结合的阻止作用消失,粗肌丝上横桥与细肌丝搭接,释放ATP酶,促使ATP水解放出能量;在粗肌丝通过横桥的牵动下,细肌丝深入H区,粗细肌丝重叠部分增加,肌节缩短,整条肌纤维收缩。力发生于粗细肌丝的重叠部分(图11)。肌丝滑行学说因获得大量实验结果支持而获得日益公认。值得注意的是,根据肌丝滑行学说,当肌肉长度发生改变时(无论这个改变是主动或是被动),粗细两组肌丝各自长度都不变,蛋白质的构象也不发生改变,只是粗细肌丝相互重叠部分增加或减少。

3.2 人工肌肉的变形机制及与天然肌肉的比较

人工肌肉的变形模型可用弹簧形式的高分

图 11 粗细肌丝相对滑动模型^[43]

子链代表(图1)。各种类型的人工肌肉的变形都与高分子链的构象变化有密切关系,如在pH型肌肉中,高分子链上的功能基团与介质发生的离子交换改变了高分子链的电荷形态,使高分子链发生卷曲或伸张(图1);在螯合型和离子交换型人工肌肉中,金属离子通过络合反应将不同或同一高分子链的不同部位牵拉到一起(图3、图4),使高分子链卷曲收缩;在相变型人工肌肉中,蛋白质肽链的氢键等次价键的破坏导致蛋白质晶体结构发生相变,高分子链的构象改变,材料变形;在物理型人工肌肉中,溶剂分子与高分子链之间的亲和性(吸引或排斥)引起凝胶渗透压及溶胀度的变化,进而引起高分子链构象的改变。

人工肌肉的变形机制与天然肌肉有明显的不同。首先在材料的微观结构上,前者主要依靠高分子链的构象改变,而后者在变形过程中蛋白质的构象并不发生改变;其次在变形的取出和体现上,前者是靠在单一材料的连续域上积累迭加各处的微观变形,而后者是靠两种或多种不同类的蛋白质材料之间的相对位移以及高度规则的精密结构积累迭加各肌小节中发生的这种相对位移来实现的。在这一意义上讲,人工肌肉与天然肌肉有很大的距离。

3.3 天然肌肉与人工肌肉的动力学性能比较

(1) 潜伏期 天然肌肉的肌细胞在兴奋后要过一段时间才能产生张力开始收缩,这一段时期称潜伏期。天然肌肉的潜伏期随生物肌肉种类不同而差别很大,表1是几种动物肌肉收缩的潜伏期^[43]。与天然肌肉相类似,人工肌肉在

致变因素(离子浓度变化等)出现以后要经过一段时间才能产生可以观测到的变形,这段时间有称变形时间的,也可称为潜伏期。不同类型的人工肌肉的潜伏期差别也很大。目前各类人工肌肉主要依靠分子在介质中的扩散运动渗透,其潜伏期可以用分子由材料表面扩散到材料核心部位所需时间表达。设 a 为单丝直径或薄膜厚度, D 为扩散常数(约为 $10^{-5}\text{cm}^2/\text{s}$),则扩散时间 t 约为:

$$t = a^2/2D$$

当 a 为 0.01mm 时 t 约为 0.5s ,可与天然肌肉相比较。潜伏期的长短反映了肌肉响应速度的快慢,MC 型人工肌肉的响应速度快于 EMC 型人工肌肉,在 MC 型人工肌肉中又以相变型肌肉速度最佳。

(2) 收缩速度 肌肉在单位时间内的绝对收缩量或相对收缩量称收缩速度。不同类型的肌肉在不同条件下的收缩速度差别也很大(表 2)。一些实验表明,人工肌肉的收缩速度基本与材料的厚度或直径成平方倒数关系(图 12),当材料的尺度足够小时,人工肌肉的变形速度可以与天然肌肉相比。另一方面,天然肌肉的收缩速度与载荷以及肌肉初始长度有如下关系^[43]:

$$(P + a)(V + b) = (P_0 + a)b$$

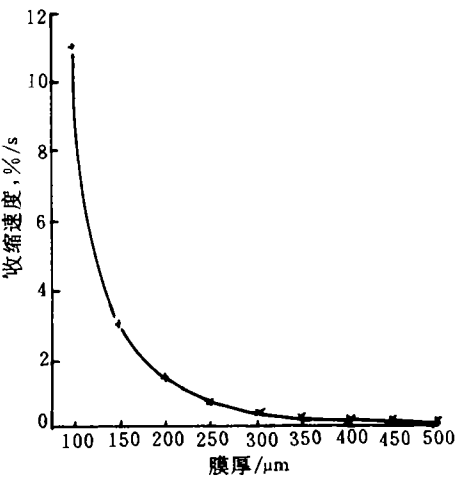


图 12 变形速度与材料厚度的关系^[41]

表 1 几种动物肌肉收缩的潜伏期^[43]

动 物	肌 肉	温度,℃	潜伏期,ms
青蛙	缝匠肌	0	16
蟾蜍	缝匠肌	0	20
鳖(夏)		0	90~100
鳖(冬)		0	50~70
猫		37	1.0
鼠	膈肌	37	1.5

表 2 几种肌肉的最大收缩速度^[43]

动 物	肌 肉	温度,℃	速度,cm/s
青蛙	半腱肌	0	2.0
青蛙	缝匠肌	0	4.2
鼠	膈肌	37	20.0
兔	子宫	37	0.5
贻贝	足丝肌	14	0.06~0.09
蜗牛		14	0.17

其中 a 、 b 为常数; P_0 为与肌肉初始长度有关的一个参量; P 、 V 分别为收缩力和收缩速度。

Caldwell^[41]发现:丙酮-水与 PVA-PAA 凝胶作用所形成的物理型人工肌肉的收缩力和收缩速度同样也满足上述关系。

(3) 收缩量 天然肌肉的相对收缩量(收缩后长度与原长之比)最大可达 0.6 左右,但有实验报告,相对收缩量控制在 0.8~1.0 范围内时肌肉的其他性能(如收缩速度、收缩力等)较好^[43]。pH 型人工肌肉的相对收缩量可达 0.6^[3],相变型人工肌肉的相对收缩量约 0.3~0.5^[25]。目前未见到研究人工肌肉的收缩力、收缩速度与相对收缩量之间关系的专门报告,但从 Caldwell 等的有关研究^[41]以及各类人工肌肉的变形曲线数据分析,人工肌肉的相对变形量也宜控制在 0.8~1.0 范围内。

(4) 效率 天然肌肉的效率在 50%~70% 之间^[37]。人工肌肉效率因类型而异,一些 pH 型人工肌肉的效率可与天然肌肉的效率相当^[13,26],但多数人工肌肉效率尚相当低。

(5) 负载作功能力 天然肌肉单位重量所能作的功以及其承载能力与其自身总重成反比(表3)。天然肌肉的功率密度在40~1000mW/g范围内,承载能力约0.2~0.4MPa^[37]。有的人工肌肉功率密度达6mW/g,承载能力约0.3MPa^[41],举重与自重比在40~60之间^[3]。

表3 肌肉的作功和承载能力^[44]

动 物	体重,g	体重与举重比
金龟蛄	0.44	1:14.3
步行虫	0.7	1:12.4
人	---	1:0.86
马	---	1:0.5~0.83

(6) 重复精度 在反复变形过程中人工肌肉保持一定的位置和尺寸精度的能力。对于前述物理型人工肌肉,Caldwell等^[41]测得:PVA与PAA的交联聚合物PVA-PAA在水-丙酮交替作用下反复变形经约300次循环后重复精度约为1%。

(7) 疲劳寿命 规定条件下人工肌肉反复工作的耐疲劳性,一般以工作循环次数代表。部分人工肌肉的工作循环次数在2000次以上^[3,41]。

人工肌肉高分子材料AMP性能独特,类型多样,前景广阔。在AMP的变形理论、变形的激发和控制、变形材料的微观及宏观结构设计等方面都需进一步深入研究。

4 参考文献

- Kuhn W. Experimentia, 1949, 5: 318
- Katchalsky A. ibid, 1949, 5:319
- Kuhn W, Katchalsky A, et al. Nature, 1950,165: 515
- Katchalsky A, et al. Nature, 1950, 166: 267
- Kuhn W, et al. Fortschr Hochpolymer Forsch, 1960, 1: 540
- Tatara Y. Trans. JPN. Soc. Mech. Engrs,1973,76:1000
- Suzuki M. Biorheology, 1986, 23: 274
- Matsumura T, et al. Rep. Prog. Polym. Phys. JPN,1987, 65:323

- Rossi D DE, et al. Polymer Gels: Fundamentals and Biomedical Applications. London:Plenum Press,1991
- Katchalsky A,Zwick M. J. Polym. Sci,1955,16:221
- Kuhn W, et al. Markromol. Chem, 1963, 60:77
- Teyssie M J, et al. ibid, 1965, 84: 51
- Bolzer E. Arch. Biochem. Biophys, 1958, 73:144
- Kuhn W, et al. Angew. Chem,1958,70: 314
- Kuhn W, et al. Gazz. Chem. Ital, 1962, 92:951
- Alexander P. Ann. N. Y. Acad. Sci,1951,53:623
- Yuki H, et al. Bull. Chem. Soc. JPN,1956,29:664
- Steinberg I Z, et al. Nature, 1966, 210:568
- Sussman M V, et al. Science,1970, 167:45
- Mandelkern L, et al. J. Am. Chem. Soc, 1962, 84:1383
- Oplatka A, et al. Biopolymers, 1968, 6:1149
- Sherebrin M H, et al. ibid, 1968, 6:1169
- Katchalsky A, et al. ibid, 1968,6:1159
- Yonath J, et al. ibid, 1968,6:1129
- Oplatka A & Katchalsky A. Principles of Receptor Physiology, New York:Springer - Verlag,1971
- Hamlen R P,et al. Nature, 1965, 206:1149
- Osada Y, et al. Chemistry Letters, 1985:1285
- Tanata T, et al. Science, 1982, 218:467
- Rossi D DE. Trans. Am. Soc. Artif. Int. Org, 1986, vol. XXXII:157
- Grodzinsky A, et al. Polymer, 1977, 18:435
- Shinohara H, et al. Kobunshi Ronbunshu, 1989,46:703
- Osada Y, et al. J. Polym. Sci. Part C, 1987, 25:481
- Osada Y, et al. Chemistry Letters, 1987,25:1795
- Osada Y, et al. Nature, 1992, 355:242
- Shiga, T, et al. J. App. Polym. Sci,1990,39:2305
- Yao K D, et al. Polym. Bull, 1992,28:677
- Rossi D DE, et al. J. Int. Mat. Sys. & Str,1992,3:75
- Suzuki M. Prd. 12th Ann. Int. Conf. IEEE Engre. 1990, 12: 1913
- Osada Y, et al. Adv. Polym. Sci. Berlin: Springer - Verlag, 1987,1
- Suzuki M. Kobunshi Ronbunshu, 1989,46:603
- Caldwell D G, et al. Int. J. Engng. Sci,1990,28:797
- Unemoto S, et al. Rep. Prog. Polym. Phys. JPN, 1987, 35:323
- 程极济,林克椿.生物物理学,北京:人民教育出版社, 1982,341
- 南开大学,北京大学等合编.昆虫学(下册).北京:高等教育出版社,1985,86

Artificial Muscle Polymer

He Xiaoquan

(Department of Engineering Ocean University of Qingdao, Qingdao, Shandong 266003)

Summary Different sorts of artificial muscle polymer (AMP),the molecular structure, the shrink mechanism and the dynamical properties of AMP and natural muscle are discussed.

Key words Functional polymer material,Artificial muscle, Mechanochemical conversion

(上接第214页)

16 唐有祺. 统计力学及其在物理化学中的应用. 北京: 科学出版社, 1979

17 Eyring H, Marchi R P. J. Chem. Edu, 1963, 40: 562

18 Olabisi O, Simha R. Macromolecules, 1975, 8: 206

19 Zoller P. J. Appl. Poly. Sci, 1979, 23: 1057

20 Beret S, Prausnitz J M. Macromolecules, 1975, 8: 536

21 McKinney J E, Goldstein M. J. Res. Nat. Bur. Stand. A, 1974, 78: 331.

22 Zoller P. J. Appl. Poly. Sci, 1978, 22: 633

23 Quach A, Simha R. J. Appl. Phys, 1971, 42: 4592

24 Barlow J W. Polym. Eng. Sci, 1978, 18: 238

25 Zoller P. J. Appl. Polym. Sci, 1977, 21: 3129

26 Boelhouwer J W M. Physica, 1960, 27: 1021

27 Grindley T, Lind J E. J. Chem. Phys, 1978, 68: 5046

28 Landau R, Wiirflinger A. Ber. Bunsenges. Phys. Chem, 1980, 84: 895

29 Lichtrenthaler R N et al. Macromolecules, 1977, 11: 192

30 Cutler W G et al. J. Chem. Phys, 1958, 29: 727

31 Dymond J H, Young K J. J. Chem. Thermody, 1979, 11: 887

32 Mopsik F I. J. Chem. Phys, 1969, 50: 2559

33 Vargaftik N B. Tables on the Thermophysical Properties of Liquids and Gases. Hemisphere Publishing Corporation, 1975

34 Jonas J et al, J. Phys. Chem, 1980, 84: 109

Equations of State for Polymer Liquids

Zhong Chongli, Ye Qingguo

(Research Center for Computer and Chmical Engineering, Qingdao Institute of Chemical Technology, Qingdao 266042)

Summary Theoretical basis and assumptions for the three most widely used equations of state for polymer liquids, named Flory, SL and SS EOSs, and the three new equations of state proposed by the author, named SHT, SHTF and OCM EOSs were introduced in this paper. The comparisons were made using the $P - V - T$ experimental data of 15 polymer liquids, 17 large molecular weight hydrocarbons and 6 organic solvehts. The results show that OCM EOS gave the best accuracy, the accuracy became worse in the order of SS, SHT, SHTF, Flory, SL. The conclutions are that, Open - Cell Model is most close to the real structure of liquids, the introduction of holes can improve on the cell model, and that the $L - J$ potential can describe the interactions in liquids satisfactorily.

Key words Equations of state, Polymer liquids, Cell, Lattice - fluid, hole theory