

第 VI 章 血液的主要流变学特性

剪切稀化和静止稠化

图 6-1 示血液在切应力作用下，其随着切变率由低到高的变化，其血液粘度由高到低的方向变化着。当切变率由高到低返回时，其血液黏度则又低变为高，当切变率接近零时，血液粘度达到无限大。以上这种性质称为剪切稀化或静止稠化。



图 6-1 血液剪切稀化和静止稠化示意图（曲线上方为红细胞聚集和复聚的示意图）

屈服应力

屈服应力对血液而言，系为发生血液流动的最小的应力，也即产生最小切变率时的应力。屈服应力的方法有外推法，图 6-2 示外推法的示意图、此外 Casson、Bingham、Hershel-Balkey 和 Huang 方程回归法为最普遍。由于牛顿和指数方程没有屈服应力项，故回归的结果此两方程是最不满意的，回归的方法可参阅第二章表 2-1 以及下面一章“血液流变学行为的本构方和表达”。

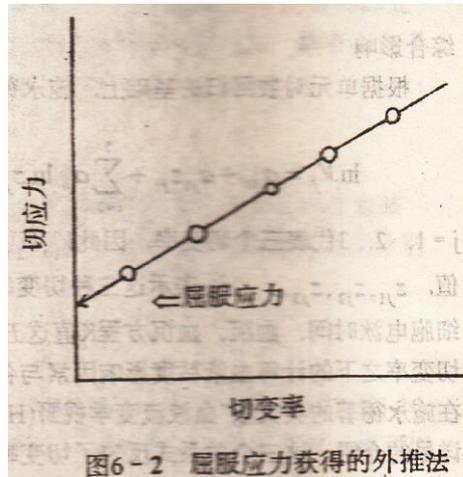
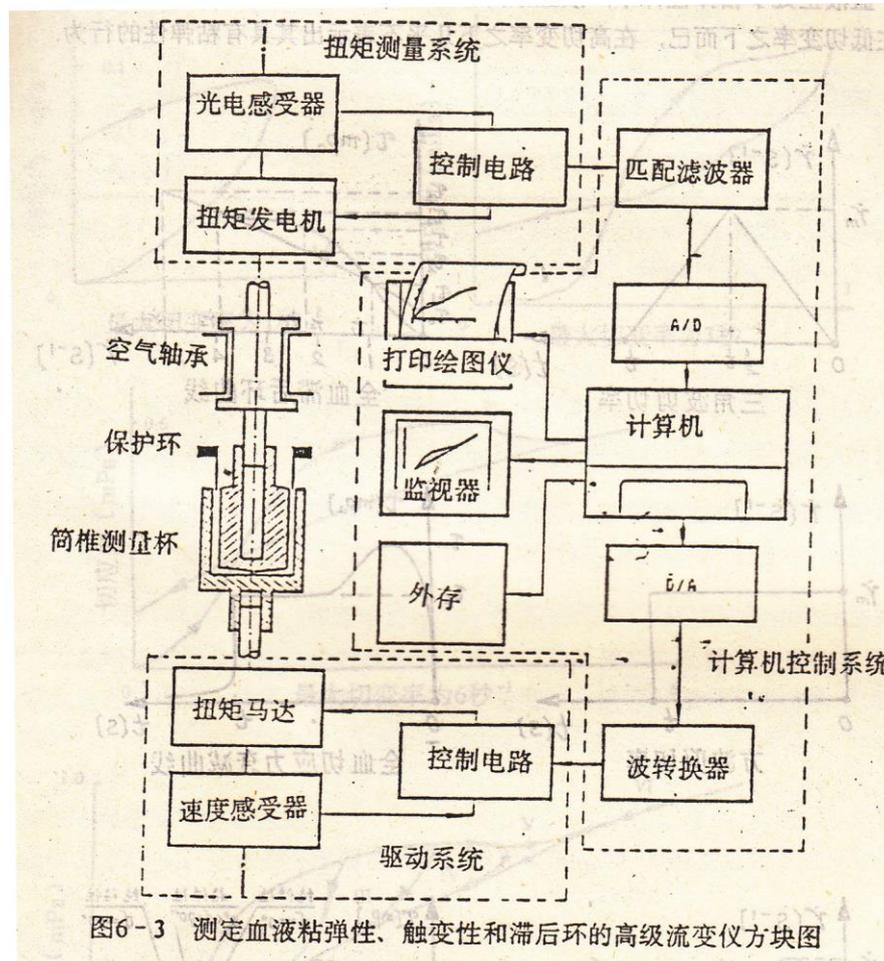


图 6-2 屈服应力获得的外推法

血液触变性和滞后现象

触变性测定方法有三个：1、剪切稀化曲线的测定；2、扭矩衰减曲线（即在一个平衡切变率作用时应力衰减的曲线）测定；3、滞后环的测定（滞后曲线的测定方法为动态地施加切变率至血液系统中去，切变率以一个恒定速度由 0 发展为一个极限值【如 $5s^{-1}$ 】，然后由最大值【如 $5s^{-1}$ 】以同样速度下降为 0，这个切变率的变化称为单三角波，同时测定其应力变化，其应力的变化曲线与切变率变化不同，不是一个三角波，而是一个 8 字形的滞后环，它由一个逆时针弹性环和一个顺时针的触变环所组成，其弹性环和触变环的大小反映了血液系统内

弹性贮存能和触变性耗消能的大小，弹性环和触变性的大小反映了血液粘弹性和触变性行为)。血液触变性指的是血液随着时间的增加和剪切程度上的变化，其物质性状发生了改变，而当这种应力剪切作用减弱或停止以后，则又慢慢恢复到原先状态。这种双相性质称为触变性。



粘弹性

血液不仅具有粘性，还具有弹性，这种性质称为粘弹性，测定粘弹性的方法有三个 1、血液在振荡切变率作用下的应力滞后分析；2、以上三角波切变率的弹性滞后环分析；3、方波切变率作用后的初始和撤消后的变化（前者称为瞬时切变率的应力瞬时响应，后者称为应力松滞效应）。常用的指标有：滞后角（ δ ）、储能模量（ G' ）、损耗模量（ G'' ）复合模量（ G^* ）、液性粘度分量（ η' ）、弹性粘度分量（ η'' ）、复合粘度（ η^* ）、弹性能和粘性能之比（ $\text{ctg } \delta$ ），粘度参数与弹性模量之比也即松弛时间（ η'/G' ）这些指标反映了血液的粘弹性行为。表 6-1 反映了固体和液体之间的区别，以及粘弹性的居中性质。对表 6-1 中的参数而言，血液正处于粘液体与弹性体之间，故血液为粘弹性体。但值得注意的是，血液的粘弹性体仅仅表现于在低切变率之下而已，在高切变率之下几乎不表示出其具有粘弹性的行为，而仅仅是粘液体而已。

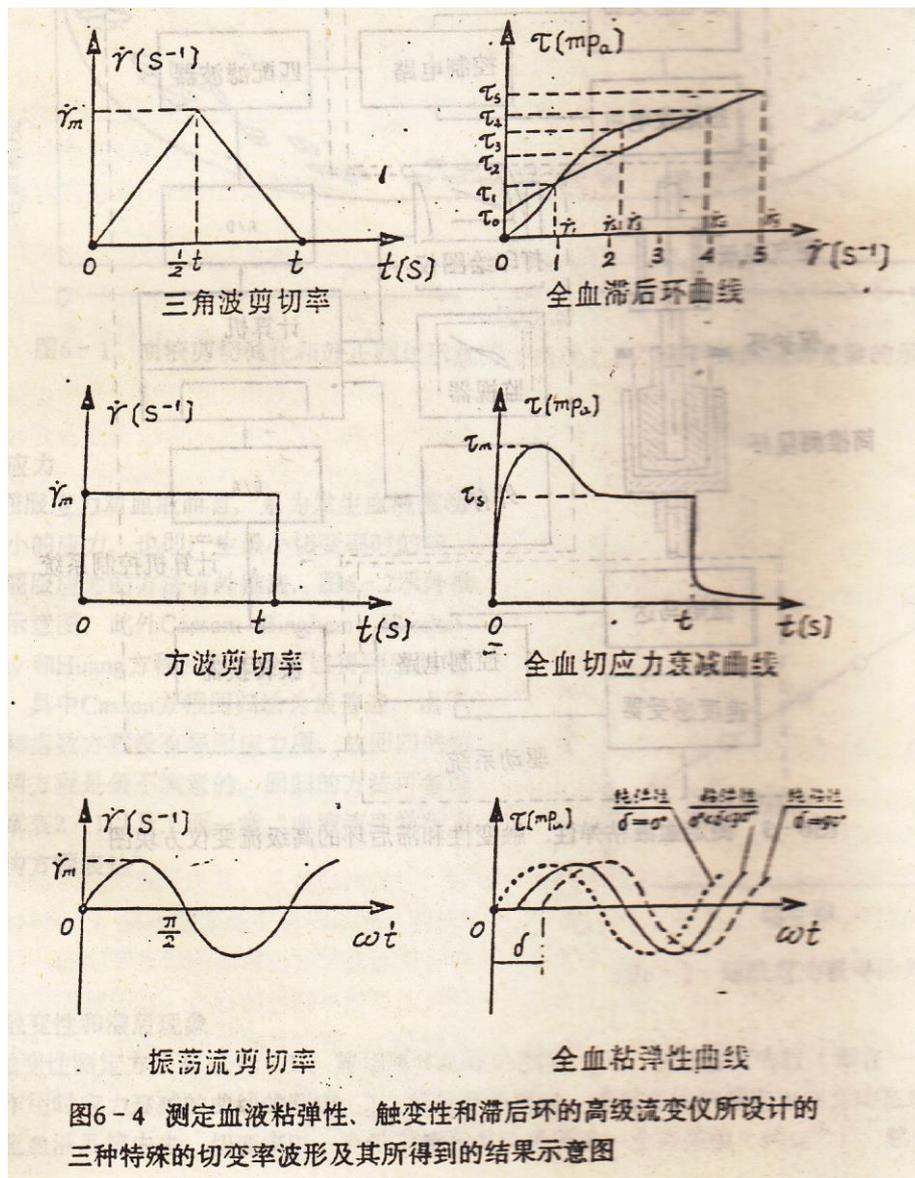
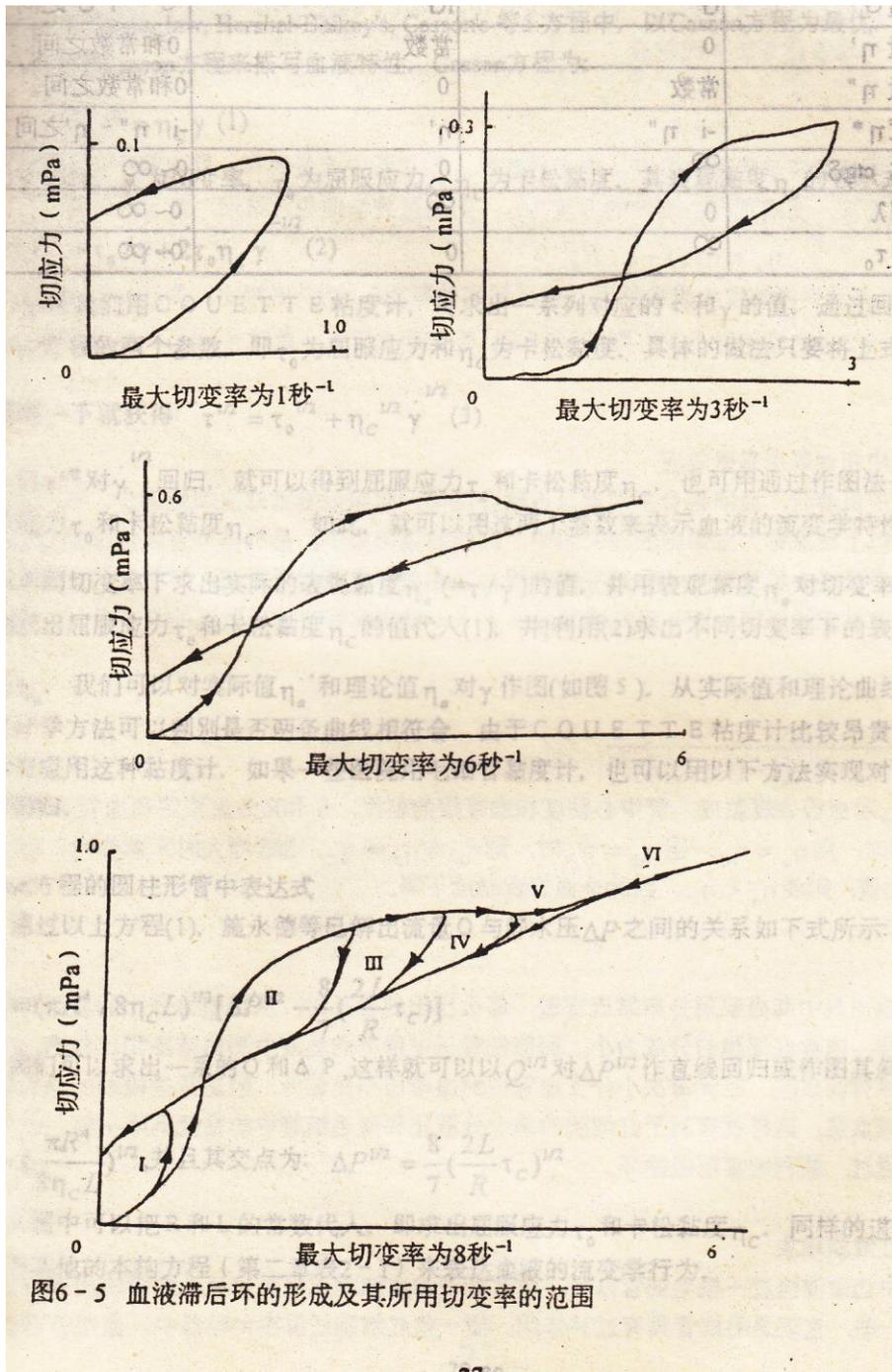


图6-4 测定血液粘弹性、触变性和滞后环的高级流变仪所设计的三种特殊的切变率波形及其所得到的结果示意图



血液的非牛顿特性

综上所述四项中的任何一项具有，均可认为非牛顿性流体，因此从以上四条说明血液为典型的非牛顿性流体，而且是非牛顿性剪切稀化流体。反之言之，剪切稠化也属于非牛顿性流体，这正好与剪切稀化在性质上相反的流体。剪切稠化的物质在世界上有吗？这个问题留给读者思考，作者提示有的，但不是血液，而是别的东西。

表6-1 固体、液体、粘弹性体的区别

	弹性体	粘液体	粘弹性体
滞后角(δ)	0°	90°	$0 \sim 90^\circ$ 之间
储能模量 G'	常数	0	0和常数之间
损耗模量 G''	0	常数	0和常数之间
复合模量 G^*	G'	iG''	$G' \sim iG''$ 之间
液粘分量 η'	0	常数	0和常数之间
弹粘分量 η''	常数	0	0和常数之间
复合粘度 η^*	$-i\eta''$	η'	$-i\eta'' \sim \eta'$ 之间
储能能比 $\text{ctg}\delta$	∞	0	$0 \sim \infty$
滞后时间 λ	0	∞	$0 \sim \infty$
屈服应力 τ_0	∞	0	$0 \sim \infty$