

ОДИН ИЗ ПОДХОДОВ К ОПРЕДЕЛЕНИЮ БИОСОВМЕСТИМОСТИ ПОЛИМЕРНЫХ МАТЕРИАЛОВ

В настоящее время из полимерных материалов изготавливают различные предметы медицинского назначения. При этом особенно важной является замена сложной биологической материи менее сложными синтетическими полимерами. Проблема состоит в том, что организм резко отрицательно реагирует на контакт с инородным телом.

Довольно много полимерных материалов функционирующих в контакте с кровью. И это не только искусственные органы, но и медицинское оборудование и инструментарий. В результате такого контакта чаще всего происходит образование тромба на поверхности изделия из полимера, что препятствует его нормальной работе и в случае искусственного органа приводит к отторжению его организмом. Поэтому исключительно важно знать, каким образом физико-химические и прочие свойства поверхности полимера связаны со свертываемостью крови и, наоборот, с антитромбогенностью.

Цель работы заключалась в использовании одного из подходов к определению биосовместимости для ряда полимеров. Этот подход базируется на параметрах, вычисляемых по углу контактирования (углу смачивания), таких как поверхностное смачивание, поверхностное натяжение, свободная поверхностная энергия и др. Для исследований были выбраны полимерные материалы, уже используемые в медицине: полистирол оптический (ПС-О), полиметилметакрилат (ПММА), сополимер стирола с метилметакрилатом, модифицированный каучуком (МСП-М).

На установке для измерения краевых углов проводились измерения углов натекания θ_n и углов оттеkania $\theta_{от}$, а также углы смачивания капель октана поверхности полимера, погруженного в воду (рис. 1).

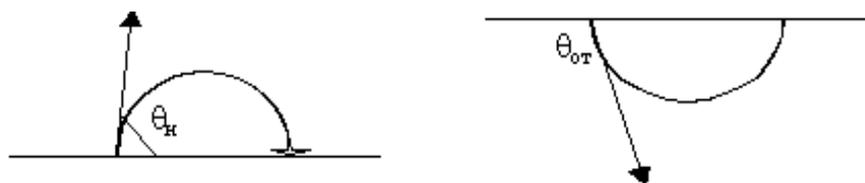


Рис.1 Краевые углы натекания и оттеkania

Вычисление свободной поверхностной энергии проводилось по формуле

$$\gamma_{тг} = 0.5\gamma_{жг}(1 + \cos\theta_{от}),$$

где $\gamma_{жг} = 72.8$ МДж/м².

Значение свободной поверхностной энергии хорошо коррелирует с периодом тромбобразования при соприкосновении исследуемых веществ с кровью человека или собаки.

Кроме того, это значение ускоряет свертывание крови путем адсорбции веществ подавляющих коагуляцию и денатурацию белков.

Параметр гидрофильности I_{sw} вычисляли, используя угол смачивания капель октана поверхности полимера, погруженного в воду $\theta_{окт}$,

$$48.3\cos\theta_{окт} = (\sigma_{вода} - \sigma_{окт} - I_{sw}),$$

где $\sigma_{\text{вода}}=72.8$ эрг/см²,

$$\sigma_{\text{окт}}=21,8 \text{ эрг/см}^2.$$

Чем более гидрофильна поверхность полимера, тем легче она смачивается кровью и тем быстрее происходит тромбообразование.

Для образцов были определены углы натекания, вычислены значения свободной поверхностной энергии и параметра гидрофильности. Результаты представлены в табл. 1.

Таблица 1. Результаты эксперимента

Образец	θ_n , град	$\gamma_{\text{тг}}$, МДж/м ²	I_{sw} , эрг/см ²
ПС-О	78.7	34.8	21.0
ПММА	68.3	73.4	30.8
МСП-М	65.0	45.7	19.6

Полученные данные свидетельствуют о гидрофильном характере поверхности исследуемых полимеров, из них ПС-О обладает наиболее приемлимыми параметрами для использования его в работе с кровью. Используемый метод позволяет быстро оценивать поверхностные характеристики, значения которых влияют на биосовместимость полимерных изделий.

ЛИТЕРАТУРА:

1. Полимеры в медицине, под ред. Д.х.н. Н.А.Платэ, М., Мир, 1969
2. Полимеры медицинского назначения, под ред. Сэноо Манабу, М., Медицина, 1981.