

# **СПЕКТРОФОТОМЕТРИЧЕСКИЙ МЕТОД ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ КРОВИ**

**Иванов А. П., Барун В. В., (Беларусь,  
Минск), Петрук В. Г., Кватернюк С. М.  
(Украина, Винница)**

**В настоящее время хорошо разработан спектрофотометрический метод определения ряда характеристик гемолизированной крови. Он основан на измерении ослабления света и расчете концентрации поглощающего материала по найденной оптической плотности раствора в соответствии с законом Бугера – Бера. Однако аналогичная задача для суспензии эритроцитов имеет ряд особенностей, связанных с рассеянием света. Для восстановления параметров среды по измерению рассеянного ею света нужно использовать достаточно громоздкие и неудобные при обработке вычислительные методики (в основном, инверсный метод Монте Карло). Это затрудняет их широкое внедрение в практику. В данной работе, на основании аналитических инженерных подходов предложены достаточно простые спектрофотометрические способы измерения в суспензии крови таких характеристик как степень агрегации эритроцитов, концентрация гемоглобина, степень оксигенации крови.**

# Определение степени агрегации эритроцитов

- Эритроциты в норме представляют собой двояковогнутые диски. Их диаметр составляет 7 – 9 мкм, по краю толщина 1.7 – 2.4 мкм, а в центре 0.9 – 1.2 мкм [1, 2]. Эритроциты способны агрегировать, связываясь друг с другом основаниями дисков, и образовывать цилиндрические цепочки. Число эритроцитов в агрегате может быть от нескольких до сотен штук [1, 2]. Поэтому длина  $l$  цепочки может сильно варьироваться – от примерно 2 мкм до 200 и более мкм, тогда как ее диаметр меняется в существенно более узких пределах. Нарушение степени агрегации (длины  $l$ ) эритроцитов может свидетельствовать о ряде патологий крови.
- Будем моделировать эритроциты цилиндром с круговым основанием диаметром  $d = 8$  мкм и высотой  $l_0 = 2$  мкм. Соответственно, агрегат эритроцитов будем полагать цилиндром, диаметр которого равен  $d$ , а длина –  $l = l_0 N$ , где  $N$  – число частиц в агрегате.

# Измеряемые спектральные характеристики

Измерение характеристик крови основано на измерении ее показателя поглощения. Известно, что показатели поглощения раствора вещества и суспензии частиц из того же вещества могут сильно различаться. В первом случае показатель поглощения крови есть просто средневзвешенная сумма соответствующих показателей компонент (учитываем только основные компоненты – окси- HbO<sub>2</sub> и деоксигемоглобин Hb)

$$k_b^*(\lambda) = \alpha Hf [Sk_{\text{HbO}_2}(\lambda) + (1 - S)k_{\text{Hb}}(\lambda)] = \alpha Hk_e(\lambda)$$

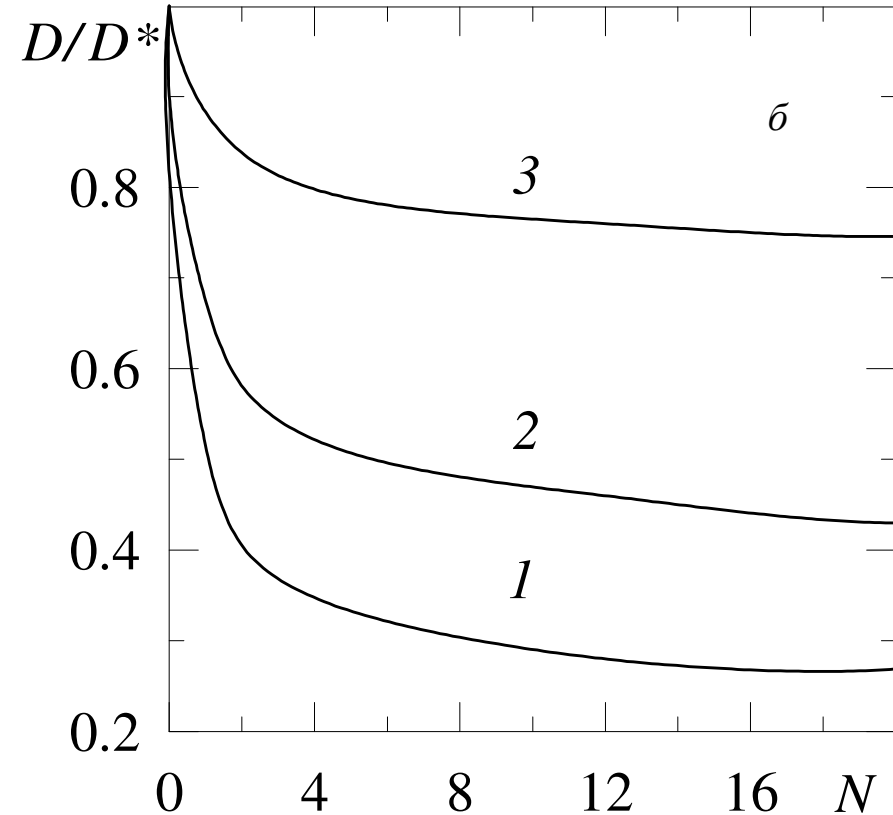
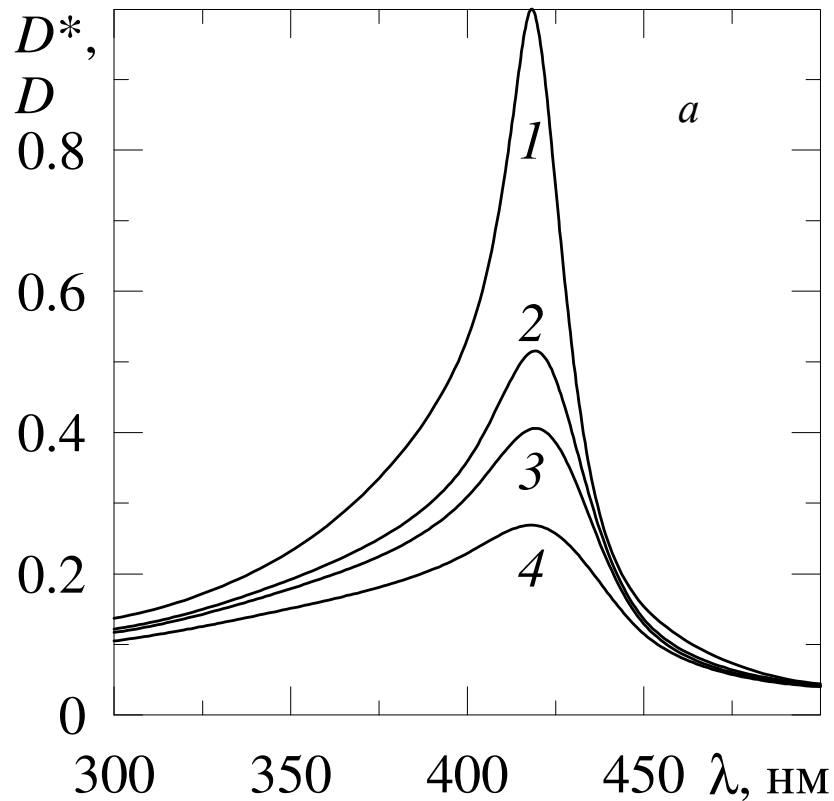
где  $\alpha$  – коэффициент, характеризующий степень возможного разбавления пробы ( $\alpha \leq 1$ ), который равен 1 для цельной крови,  $H$  – гематокрит (объемная доля эритроцитов в крови),  $f$  – объемная доля гемоглобина в эритроцитах,  $k_{\text{HbO}_2}$ ,  $k_{\text{Hb}}$  и  $k_e$  – показатели поглощения соответственно окси-, деоксигемоглобина и эритроцитов,  $S$  – степень оксигенации крови, представляющая собой отношение концентраций оксигемоглобина и всего гемоглобина. В случае суспензии не весь свет попадает в эритроциты, содержащие гемоглобин. Часть его проходит вне частиц и не поглощается.

$$k_b(\lambda) = c\alpha Hf [Sk_{\text{HbO}_2}(\lambda) + (1 - S)k_{\text{Hb}}(\lambda)] = c\alpha Hk_e(\lambda)$$

Здесь  $c \leq 1$  – поправочный коэффициент, говорящий о нарушении закона Бера для дисперсного поглотителя. Его значения как раз указывает долю массы, эффективно участвующей в поглощении. **Аналитические выражения  $c$ , связанные с  $l$ , и его расчет приведен в [3]. Если измерить  $c$ , то можно определить  $l$  т. е. степень агрегации эритроцитов.**

$$D^* = \ln(1/T^*) = k_b^* L \quad D = \ln(1/T) = k_b L$$

$D/D^* = c$   $L$  – толщина кюветы через которую проходит свет.

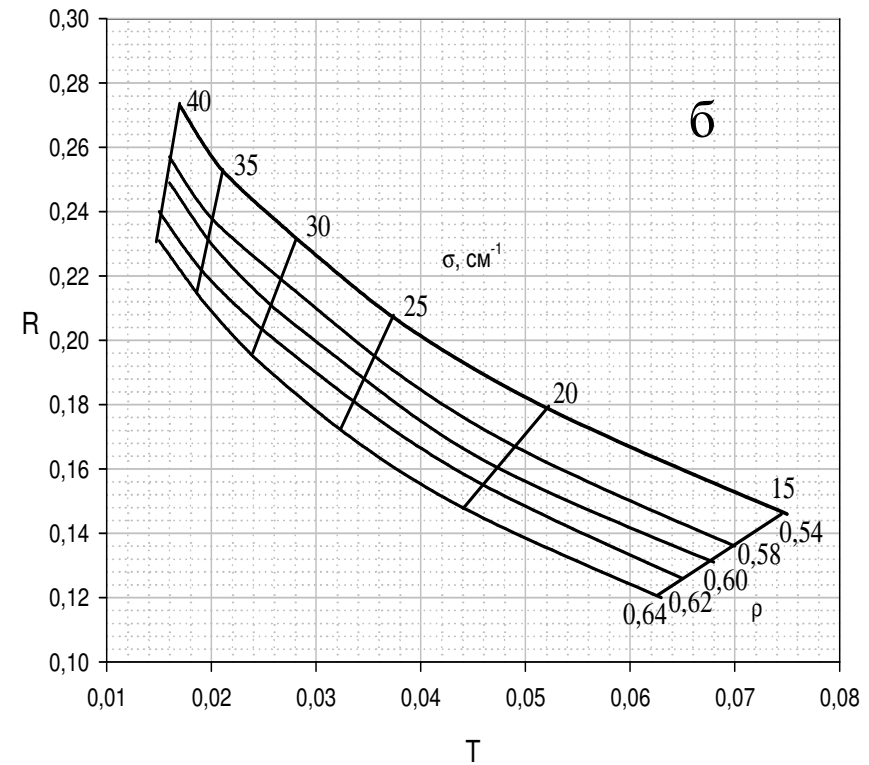
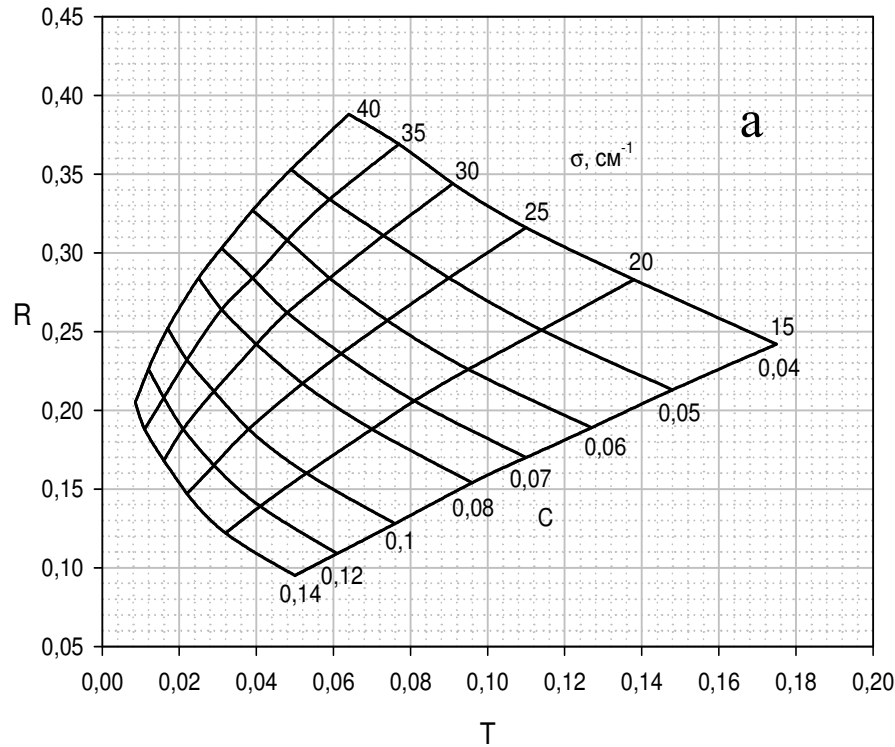


**Зависимость оптической плотности от  $\lambda$  (а) и  $N$  (б); а: 1 – раствор, 2 –  $l = 2$ , 3 – 4, 4 – 40 мкм; б: 1 –  $\lambda = 418$ , 2 – 400, 3 – 450 нм**

# Определение концентрации гемоглобина в пробе крови

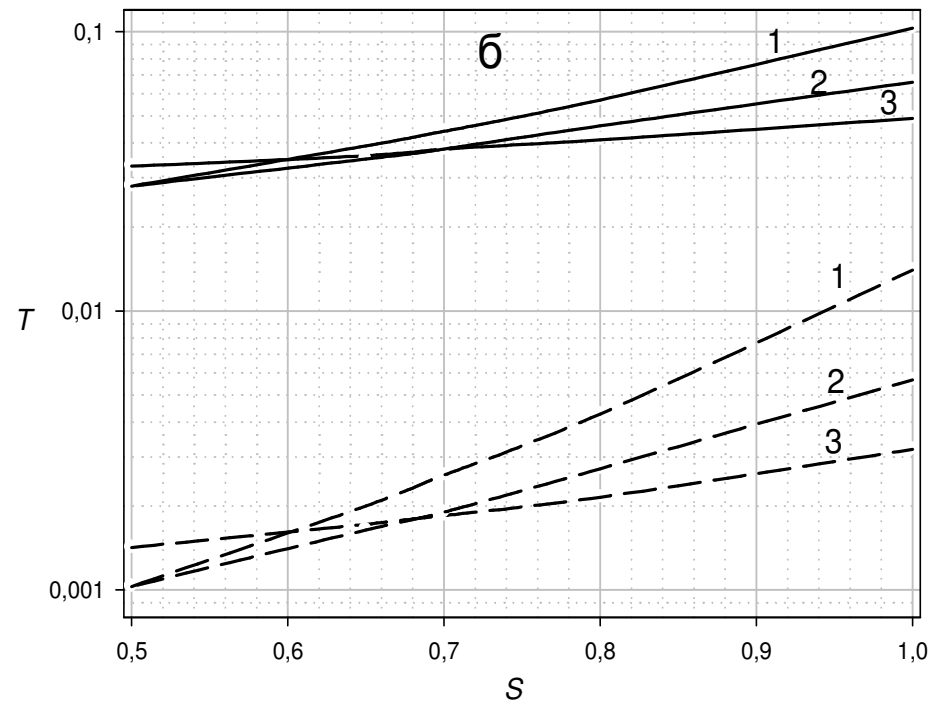
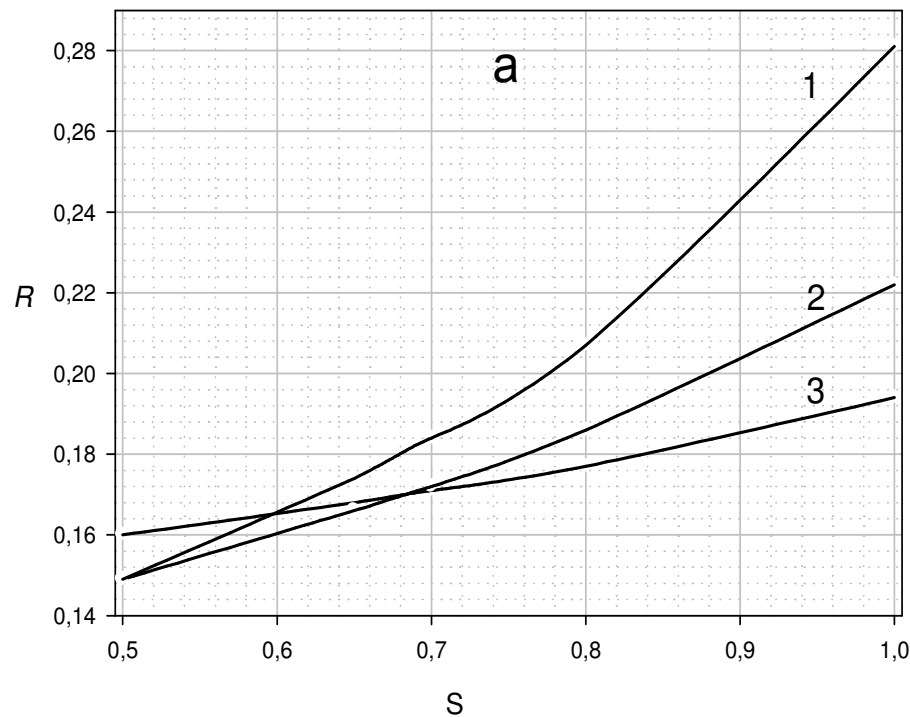
При решении этого вопроса основу аналитического подхода составляет асимптотическая теория переноса излучения [4]. Область ее применимости как раз соответствует оптическим свойствам суспензии эритроцитов, особенно в красной и ближней ИК области спектра, которые явным образом связаны с искомыми параметрами крови (концентрацией гемоглобина  $C$  и показателем рассеяния агрегатов эритроцитов  $\sigma$ ).

При использовании этого подхода обычно измеряют коэффициенты диффузного отражения  $R$  и пропускания  $T$  слоя среды.



**Номограммы  $R - T$  при  $\lambda = 800$  нм (здесь влияние степени окиснения отсутствует),  $L = 0.2$  см, различных  $\sigma$  и  $C$  (а), различных  $\sigma$  и  $\rho$  (б)**

# Определение степени оксигенации гемоглобина в пробе крови при известных $C$ и $\sigma$



Зависимость коэффициентов диффузного отражения ( $a$ ) и пропускания ( $b$ ) от степени оксигенации крови  $S$  при  $l = 700$  (кривые 1),  $750$  (2) и  $775$  нм (3). Для  $a$  -  $L = 0.2$  см, для  $b$  - сплошные линии  $L = 0.2$  см, пунктирные  $0.4$  см



# Литература

- 1. Кассирский И. А., Алексеев Г. А.. Клиническая гематология, Москва: Медицина. 1970.
- 2. Левтов В. А., Регирер С. А., Шадрина Н. Х.. Реология крови, Москва: Медицина. 1982.
- 3. Барун В. В., Иванов А. П. // Опт. спектроск. – 2004. – Т. 96. – С. 1019 – 1024.
- 4. Зеге Э. П., Иванов А. П., Кацев И. Л. Перенос изображения в рассеивающей среде. Минск: Наука и техника. 1985. 327 с.

**Благодарю за  
внимание**