

при создании ПО компьютера клиента. А при создании БД использовались CASE-средства, где была реализована ее информационная модель.

### Моделирование метода спектрофотометрических измерений

В основе всех методов неинвазивной спектрофотометрии лежит различие коэффициентов поглощения света разных длин волн различными фракциями гемоглобина и иными составляющими биологической ткани, являющейся многокомпонентной и сильно рассеивающей свет средой. Оптические свойства практически всех форм гемоглобина в той или иной степени различны, что позволяет определить их содержание в крови. В частности, на длинах волн 470, 670 и 980 нм наблюдаются наибольшие различия коэффициентов молярной экстинкции для дезоксигемоглобина Hb и оксигемоглобина HbO<sub>2</sub> [13]. Подробно анализ биообъекта для целей спектрофотометрии был проведен нами ранее в работе [5] и Д.А. Рогаткиным с соавторами в работах [14, 15].

Погонный (транспортный) коэффициент поглощения излучения зависит от длины волны  $\lambda$  и определяется следующим образом [14]:

$$\mu_a(\lambda) = \sum_i \varepsilon_i(\lambda) c_i,$$

где  $\varepsilon_i(\lambda)$  — коэффициент погонной (молярной) экстинкции для  $i$ -го биохимического компонента ткани;  $c_i$  — погонная (молярная) концентрация  $i$ -го компонента внутри тестируемой области.

В простейшей модельной расчетной схеме среда распространения излучения — кровь — может быть представлена как двухкомпонентная система, содержащая в себе только две основные фракции гемоглобина: HbO<sub>2</sub> и Hb. В этом случае для двух разных длин волн  $\lambda_1$  и  $\lambda_2$  (например, для 670 и 980 нм) будет справедлива система двух линейных алгебраических уравнений

$$\mu_a(\lambda_1) = \varepsilon_{Hb}(\lambda_1) \cdot C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_1) \cdot C_{HbO_2};$$

$$\mu_a(\lambda_2) = \varepsilon_{Hb}(\lambda_2) \cdot C_{Hb} + \varepsilon_{HbO_2}(\lambda_2) \cdot C_{HbO_2}.$$

На основе известных концентраций находится параметр функциональной тканевой сатурации оксигемоглобина в крови

$$StO_2 = \frac{C_{HbO_2}}{C_{HbO_2} + C_{Hb}} \cdot 100 \, \%.$$

Как показано в работах [14, 15], значения  $\mu_a(\lambda_i)$  могут быть найдены по результатам измерения относительного коэффициента обратного рассеяния полубесконечной среды, которой является исследуемый участок тела пациента. Это измерение проводится путем сравнения данных измерений характеристик ОИ с набором рабочих имитационных мер (РИМ), обладающих различными оптическими свойствами в диапазоне измерений [15].