

*А.И. Истомина, Е.Н. Пересыпкина**

ОПТИЧЕСКАЯ СИСТЕМА ОБНАРУЖЕНИЯ ЦЕЛЛЮЛИТА

В настоящее время практически нет систем для обнаружения образования целлюлита на ранних стадиях. Известно о применении теплового сканирования, или термографии для обнаружении целлюлита на стадиях выше третьей.

Согласно исследовательским агентствам, более 85 % женщин всех возрастов, во всем мире испытывают проблему «Целлюлит». Целлюлит – это излишнее накопление жира в глубоких слоях кожи, соединяющих ее с мышцами.

В подкожном жировом слое находятся скопления жировых клеток [2], которые окружены соединительно-тканными волокнами [1], тяжами, которые одним своим концом крепятся к мышцам, а другим к коже. Когда жировые клетки увеличиваются в объеме, соединительно-тканевые волокна растягиваются, но до определенного предела, потом они просто компенсаторно начинают уплотняться, пытаясь предотвратить дальнейшее растягивание.

* Работа выполнена под руководством канд. техн. наук, доцента ФГБОУ ВПО «ТГТУ» В.М. Строева.

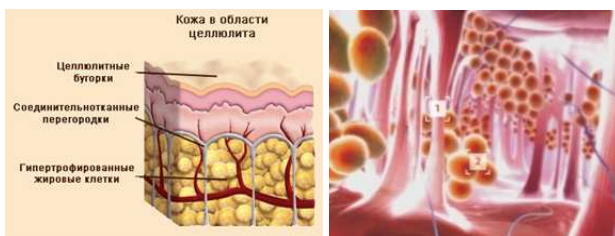


Рис. 1. Образование целлюлита

Поскольку соединительные перегородки распложены под углом к коже, они подтягивают кожу внутрь, создавая неровность ее поверхности. Таким образом, образование целлюлита проявляется в неровности кожного покрова и плотности жировой ткани.

Для обнаружения целлюлита необходимо увеличить степень проникновения света в подкожный покров. Для решения этой задачи выберем длину волны источника подсветки и применим систему с кросс-поляризацией. При изучении свойств поляризованного света выяснилось, что он создает гораздо меньше вредного хаотичного отраженного света – «светового тумана» и способствует получению изображений высокой ясности.

На рисунке 2 показана глубина прохождения света через кожу человека.

Из рисунка 2 видно, что наибольшей глубиной проникновения обладает свет на длинах волн 0,4...1,0 мкм, т.е. для данного исследования необходим красный диапазон длин волн.

В таблице 1 приведены оптические характеристики жировой ткани и кожи для выбранного диапазона длин волн.

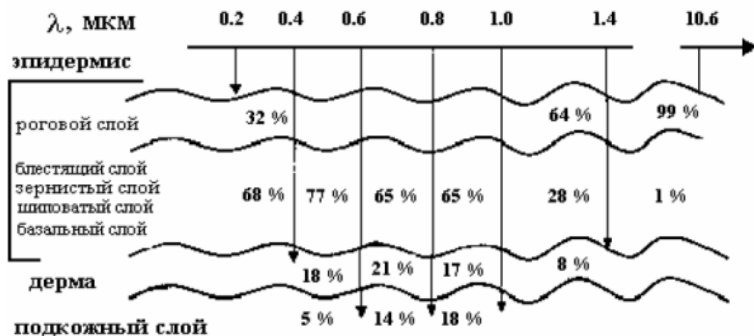


Рис. 2. Глубина прохождения света в зависимости от длины волны

1. Значение оптических параметров биологических тканей

Биологическая ткань	λ , нм	μ_a , см ⁻¹	μ_s , см ⁻¹
Жировая ткань	633	0,90	19,4
	700	0,70	13
Кожа	633	0,62	32
	700	0,38	28,7

Из таблицы 1 следует, что наиболее эффективно система обнаружения целлюлита будет функционировать на длине волны 700 нм. На этой длине волны коэффициенты поглощения μ_a и рассеивания μ_s меньше чем на длине 633 нм.

Светодиод подсвечивает участок поверхности подкожного образования $F(x, y)$. Изображение подсвечиваемого участка кожи воспринимается матрицей ФПЗС, причем каждый элемент матрицы воспринимает изображение определенного элемента кожи. Освещенность подсвечиваемого участка кожи площадью A определяется выражением [1]:

$$E = \frac{\Phi_0}{A} \cos(\hat{NR}_0), \quad (1)$$

где Φ_0 – световой поток, излучаемый светодиодами на элемент участка кожи; R – расстояние от точки визирования до фотоприемника (под знаком \cos стоит угол между нормалью к касательной участка поверхности N и направлением визирования).

При прохождении лучей светодиода сквозь кожу освещенность поверхности на основании закона Бугера в приближении однократного рассеяния [2] снижается на коэффициент пропускания $\ell^{-\tau(x,y,\lambda)}$. Следовательно, с учетом мешающего воздействия бликов, ореолов и других факторов, освещенность имеет вид:

$$E'(x, y, \lambda) = E \ell^{-\tau(x,y,\lambda)} = \frac{\Phi_0}{A} \cos(\hat{NR}) \ell^{-\tau(x,y,\lambda)}, \quad (2)$$

где $\tau(x, y, \lambda)$ – спектральный коэффициент ослабления (рассеяния и поглощения).

Неровности подсвечиваемой поверхности кожи больше длины волны излучения светодиода, поэтому такая поверхность подчиняется законам Ламберта, для которой, как известно [1], яркость излучения не зависит от угла наблюдения и равна:

$$B(x, y, \lambda) = \frac{E'(x, y, \lambda) \rho(x, y)}{\pi} = \rho(x, y) \frac{\Phi_0 \cos(\hat{NR})}{\pi} \ell^{-\tau(x,y,\lambda)},$$

где $\rho(x, y)$ – локальное значение коэффициента отражения поверхности в точке визирования.

Сила света, переотраженного элементом поверхности в направлении апертуры фотоприемника, описывается следующим выражением:

$$I(x, y, \lambda) = B(x, y, \lambda) \ell^{-\tau(x, y, \lambda)} A = \rho(x, y) \frac{\Phi_0 \cos(\hat{NR})}{\pi} \ell^{-2\tau(x, y, \lambda)}. \quad (3)$$

Тогда через объектив с диаметром D на фоточувствительную ячейку ФПЗС пройдет световой поток:

$$\Phi_A(x, y, \lambda) = C(x, y) \frac{\Phi_0 D^2}{4R^2} \ell^{-2\tau(x, y, \lambda)}, \quad (4)$$

где $C(x, y) = \rho(x, y) \cos(\hat{NR})$ – безразмерный коэффициент, характеризующий отражательную способность и рельеф участка подкожного образования.

Выражение (4) определяет световой поток, отраженный от кожи и падающий на фоточувствительный элемент матрицы ФПЗС. Аналогичное отражение происходит от слоя «светового тумана». Поэтому в направлении фотоприемника будет также наблюдаться поток излучения:

$$\Phi'_A(x, y, \lambda) = \frac{\Phi_0 D^2}{4R^2 \beta} (1 - \ell^{-\tau(x, y, \lambda)}), \quad (5)$$

где β – коэффициент влияния кросс-поляризации.

Таким образом, суммарный световой поток $\Phi_S(x, y, \lambda)$ имеет следующий вид:

$$\Phi_S(x, y, \lambda) = \Phi_A(x, y, \lambda) + \Phi'_A(x, y, \lambda). \quad (6)$$

Для определения заряда $q_i(x, y, \lambda)$, накопленного в i -й ячейке ФПЗС, воспользуемся следующим выражением [2]:

$$q_i(x, y, \lambda) = Q \Phi_S(x, y, \lambda) t_n, \quad (7)$$

где Q – чувствительность ячейки, зависящая в основном от коэффициента пропускания многослойного покрытия, квантового выхода, внутреннего фотоэффекта и коэффициента поглощения полупроводниковой подложки; t_n – время накопления.

Тогда с учетом (4) – (6) выражение (7) запишем в виде:

$$q_i(x, y, \lambda) = \frac{Q t_n \Phi_0 D^2}{4R^2} \left[C(x, y) \ell^{-2\tau(x, y, \lambda)} + \frac{1 - \ell^{-\tau(x, y, \lambda)}}{\beta} \right] \equiv kC(x, y). \quad (8)$$

Таким образом, зарядовый профиль, сформированный в ФПЗС, будет повторять профиль изменения плотности жировой ткани. Следовательно, такая система может быть использована для обнаружений ранних стадий целлюлита.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Яворский, Б.М. Справочник по физике / Б.М. Яворский, А.А. Детлаф. – М. : Наука, 1977. – 942 с.
2. Пахомов, А.Н. ПЗС-датчики изображений как нейроподобные среды / А.Н. Пахомов // Радиотехника (журнал в журнале). – 1999. – № 3. – С. 51 – 53.

Кафедра «Биомедицинская техника» ФГБОУ ВПО «ТГТУ»