

---

## ТЕОРИЯ И КОНСТРУИРОВАНИЕ

---

*А.А. Таранов, А.В. Колпаков, И.Н. Спиридонов*

### **ВИЗУАЛИЗАЦИЯ ПОДКОЖНОГО КРОВЕНОСНОГО РУСЛА В БЛИЖНЕЙ ИНФРАКРАСНОЙ ОБЛАСТИ СПЕКТРА**

#### **Аннотация**

В статье показана возможность использования современных технических средств для визуализации подкожного кровеносного русла в ближнем инфракрасном диапазоне, установлена зависимость контраста от длины волны зондирующего излучения.

Описан один из подходов к расчету спектральной зависимости контраста, показана возможность использования для БИК-визуализации современных технических средств цифровой фотографии, экспериментально подтверждена зависимость контраста изображений от длины волны зондирующего излучения.

Использование ближней инфракрасной области спектра для визуализации (БИК-визуализации) структуры подкожного кровеносного русла началось еще в 30-е годы XX века [1], [2]. Именно тогда был открыт эффект проявления неглубоко залегающих кровеносных сосудов в БИК-области спектра. Были разработаны методы применения БИК-визуализации в медицинской диагностике. Благодаря высокой информативности и безопасности для пациента и врача, методы БИК-визуализации начали применять в дерматологии, онкологии, офтальмологии и других медицинских областях. В настоящее время БИК-визуализация применяется для обнаружения подкожных вен, при планировании операций эктомии и склерозирования вен, а также при проведении внутривенных инъекций, например в приборах «VeinViewer», «AccuVein», «VeinLite».

В XX веке методы БИК-визуализации не получили широкого распространения. Основной причиной такого положения было отсутствие приборного обеспечения и элементной базы. В настоящее время в качестве устройств БИК-визуализации применяются фото- и видеокамеры, оснащенные полупроводниковыми матричными фотоприемниками, чувствительными к БИК-излучению [3], [4]. При-

менение современной элементной базы совместно с программными средствами цифровой обработки изображений открывает широкие возможности для регистрации и обработки инфракрасных (ИК) изображений сосудистого русла.

В основе одной из моделей, описывающих эффект возникновения изображения подкожного сосудистого русла в БИК-области спектра, лежит предположение о решающей роли процессов поглощения электромагнитных волн (ЭМВ) в формировании контраста между кровеносными сосудами и окружающими их мягкими тканями. Из всего многообразия веществ, присутствующих в поверхностных тканях человека, ответственными за формирование визуальной информации вероятнее всего можно считать воду, меланин, гемоглобин и оксигемоглобин.

При распространении внутри тканей ИК-волны рассеиваются и поглощаются, а некоторая их часть, вследствие частичного отражения и обратного рассеяния, вновь выходит из глубины тканей на поверхность тела. Отраженное излучение содержит информацию о поглощении энергии ЭМВ в поверхностных биологических тканях. Увеличение интенсивности поглощения в тканях свидетельствует о повышенном содержании в них хромофоров кро-

ви – гемоглобина и оксигемоглобина. Как показывает эксперимент, именно в БИК-области различия в поглощении воды и гемоглобина больше и под-кожное кровеносное русло наблюдается более отчетливо [5], [6].

Описание процесса распространения ИК-волн в тканях основано на применении законов отражения и поглощения ЭМВ в веществе. Уравнение для расчета интенсивности отраженного светового потока имеет следующий вид [6]:

$$I(\mu) = I_0 \{ k_{as} + (1 - k_{as})^2 k_{sst} \exp(-2\mu_{as} x_s) + \alpha(1 - k_{as})^2 (1 - k_{sst})^2 \exp(-2\mu_{as} x_s) \exp(-2\mu_{st} x_{st}) \}, \quad (1)$$

где  $k_{as}$ ,  $k_{sst}$  – коэффициенты отражения «воздух-кожа» и «кожа-мягкие ткани» соответственно;  $I_0$  – интенсивность падающего излучения;  $x_s$ ,  $x_{st}$  – средние длины путей, по которым проходит излучение при распространении в коже ( $s$ ) и мягких тканях ( $st$ );  $\alpha$  – коэффициент отражения от глубоких слоев тканей;  $\mu_{as}$ ,  $\mu$  – частотно-зависимые показатели поглощения кожи и подлежащего тканевого слоя соответственно.

При известных частотно-зависимых показателях поглощения мягких тканей  $\mu_{ast}$  и венозной крови  $\mu_{av}$  с помощью выражения (1) соответственно определяются интенсивность излучения, отраженного мягкими тканями  $I_{st} = I(\mu_{ast})$ , и интенсивность излучения, отраженного венозной кровью  $I_v = I(\mu_{av})$ .

Расчет значений показателей поглощения тканей проводился по формуле [5]

$$\mu = \gamma C_{blood} [(1 - S)\mu_a^{Hb} + S\mu_a^{HbO_2}] + C_{H_2O} \mu_a^{H_2O} + C_{mel} \mu_a^{mel}, \quad (2)$$

где  $C_{blood}$ ,  $C_{H_2O}$ ,  $C_{mel}$  – концентрации содержания крови, несвязанной воды и меланина в тканевом слое;  $\mu_a^{Hb}$ ,  $\mu_a^{HbO_2}$ ,  $\mu_a^{H_2O}$ ,  $\mu_a^{mel}$  – показатели поглощения гемоглобина, оксигемоглобина, воды и меланина соответственно;  $\gamma$  – концентрация гемоглобина в крови;  $S$  – степень оксигенации крови.

Для расчета зависимости контраста изображения вен на фоне мягких тканей  $K$  от длины волны излучения подсветки  $\lambda$ , в соответствии с моделью распространения ЭМВ в мягких тканях [7], было применено уравнение

$$K(\lambda) = [I_{st}(\lambda) - I_v(\lambda)] / [I_{st}(\lambda) + I_v(\lambda)]. \quad (3)$$

При расчете зависимости контраста от характеристик полихроматического излучения приняты следующие допущения:

- фотоприемник регистрирует световой поток во всем диапазоне длин волн;
- форма линии излучения – гауссова;
- ширина линии излучения  $\Delta\lambda_D$  представляет собой разность между значениями длин волн, соответствующих снижению интенсивности от максимума до уровня  $D \in [0, 1]$ .

Для расчета концентрации воды в тканях применялось уравнение массового баланса [5]

$$C_{H_2O} = 1 - Ht C_{blood} - C_{mel} - \Delta, \quad (4)$$

где  $Ht$  – показатель гематокрита;  $\Delta$  – поправка на содержание в тканях слабо поглощающих ЭМВ веществ.

В табл. 1 приведены значения параметров тканей, применявшиеся для расчета:  $C_{mel}$  – доля содержания меланина;  $C_{blood}$  – доля содержания крови;  $S$  – степень оксигенации крови;  $Ht$  – показатель гематокрита;  $x$  – средняя длина пути излучения в тканевом слое;  $\Delta$  – поправка на содержание в тканях слабо поглощающих ЭМВ веществ,  $k$  – коэффициент отражения излучения от границ раздела слоев.

Значение параметра  $\alpha$  – коэффициента отражения от глубоких слоев тканей – было принято равным 75 %.

Таблица 1

Значения параметров тканей

| Слой          | $C_{mel}$ , % | $C_{blood}$ , % | $S$ , % | $Ht$ , % | $x$ , мм | $\Delta$ , % | $k$ , % |
|---------------|---------------|-----------------|---------|----------|----------|--------------|---------|
| Кожа          | 0,45          | 14              | 60      | 45       | 1,5      | 50           | 20      |
| Вена с кровью | 0             | 90              | 25      | 45       | 5        | 0            | 3,5     |
| Мягкие ткани  | 0             | 30              | 50      | 45       | 5        | 27,5         | 3,5     |

В результате расчета получены значения контраста для длины волны излучения  $\lambda_p$ , соответствующей максимальной светимости его источника при фиксированной ширине линии излучения  $\Delta\lambda_{0,7}$ . На рис. 1 представлены зависимости контраста  $K$  от длины волны  $\lambda_p$  для разной ширины линии излучения  $\Delta\lambda_{0,7}$ . По оси ординат отложен контраст (в относительных единицах), по оси абсцисс – длина волны БИК-излучения  $\lambda_p$ , соответствующая максимальной светимости источника (в нанометрах).

Анализ расчетных зависимостей позволяет выбрать оптимальные значения спектральных характеристик излучения. Для получения изображений подкожного венозного русла с контрастом не менее 95 % от уровня максимальной расчетной оценки 0,148 необходим источник излучения с шириной полосы излучения  $\Delta\lambda_{0,7} < 100$  нм, при этом пиковая длина волны должна быть равной  $\lambda_p = (850 \pm 10)$  нм.

Экспериментальная проверка справедливости принятых допущений и результатов расчета осуществлялась на специальном стенде. Для регистрации изображений подкожного сосудистого русла использовалась цифровая видеокамера VAC-135USB2.0, имеющая допустимые характеристики по спектральной чувствительности в диапазоне 400...1150 нм и интерфейс USB 2.0. На камере был установлен объектив «INFINITYSCVHMA04FIR», обладающий разрешающей способностью  $R_{0,5} = (75 \pm 5)$  мм<sup>-1</sup> и пропусканием  $\tau \geq 0,5$  в указанном спектральном диапазоне.

Исследования проводились на пациентах мужского пола в возрастной группе 22...24 года. В качестве объекта исследований использовались изображения тыльной поверхности кистей рук. Регистрация изображений производилась внутри камеры, непроницаемой для излучения видимого и БИК-

диапазонов. Камера была оснащена системой подсветки, позволяющей освещать объект исследования равномерным светом с известными спектральными характеристиками. Каждый участник исследования помещал поочередно левую и правую руку внутрь камеры, после чего производилась регистрация серии из 10 изображений с временным интервалом между снимками 1 с. По завершении каждой серии снимков спектральные характеристики освещения внутри камеры изменялись и проводилась новая серия съемок. Всего использовали 5 значений параметров освещения.

Последующая обработка отснятых изображений заключалась в исследовании их яркостных распределений и вычислении контраста подкожного сосудистого русла. Из-за влияния большого числа случайных факторов на процесс формирования изображения  $Im(x, y)$  было сделано предположение о гауссовом характере распределения шумового сигнала  $n(x, y)$  а также об аддитивности шумовой составляющей и полезного сигнала  $s(x, y)$ :

$$Im(x, y) = s(x, y) + n(x, y). \quad (5)$$

Распределение яркости полезного сигнала всегда будет содержать как минимум две моды яркости:  $s_v$  (сосуда) и  $s_{st}$  (мягких тканей). Ослабление излучения, проходящего через центр цилиндрического сосуда и его периферию, различается. Поэтому распределение полезного сигнала обогащается дополнительными модами; все они лежат в промежутке  $[s_v; s_{st}]$ , и количество их тем больше, чем крупнее сосуд.

Зная значения мод распределения интенсивности в изображении, можно оценить его контраст [8]:

$$k = (s_{st} - s_v) / (s_{st} + s_v). \quad (6)$$

Схема алгоритма вычисления контраста изображения представлена на рис. 2.

Для вычисления мод распределения интенсивности предварительно проводилась аппроксимация распределения функцией вида

$$f(t, v) = \frac{v_1}{\sqrt{2\pi v_2}} \exp\left\{-\frac{(t-v_3)^2}{2v_2^2}\right\} + \frac{v_4}{\sqrt{2\pi v_5}} \exp\left\{-\frac{(t-v_6)^2}{2v_5^2}\right\}. \quad (7)$$

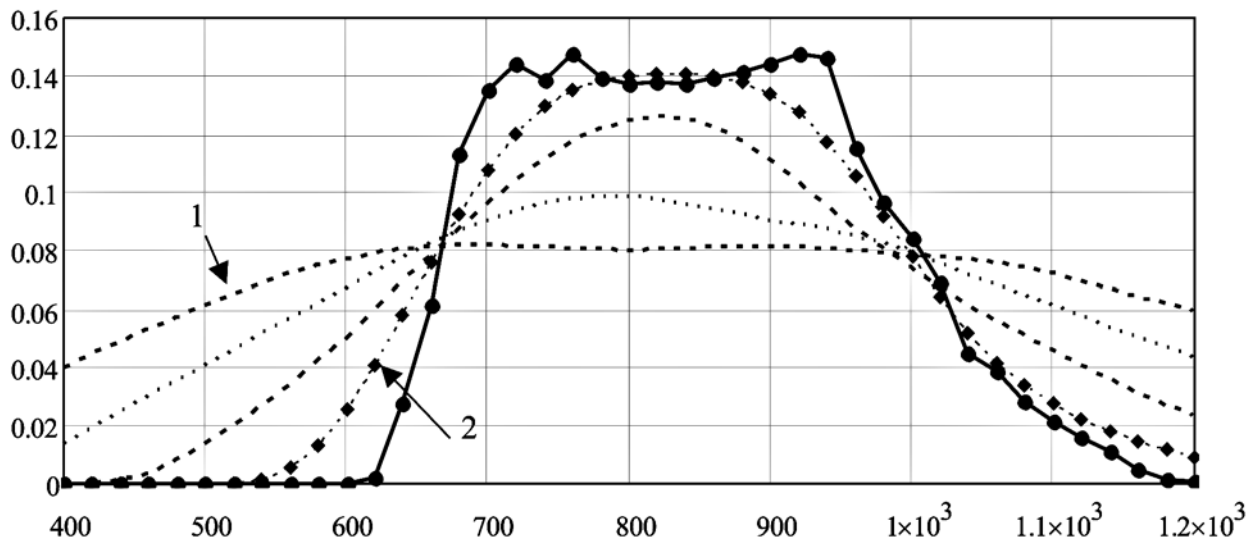


Рис. 1. Зависимость контраста  $K$  от спектральных характеристик излучения: 1)  $\Delta\lambda_{0,7} = 480$  нм; 2)  $\Delta\lambda_{0,7} = 120$  нм

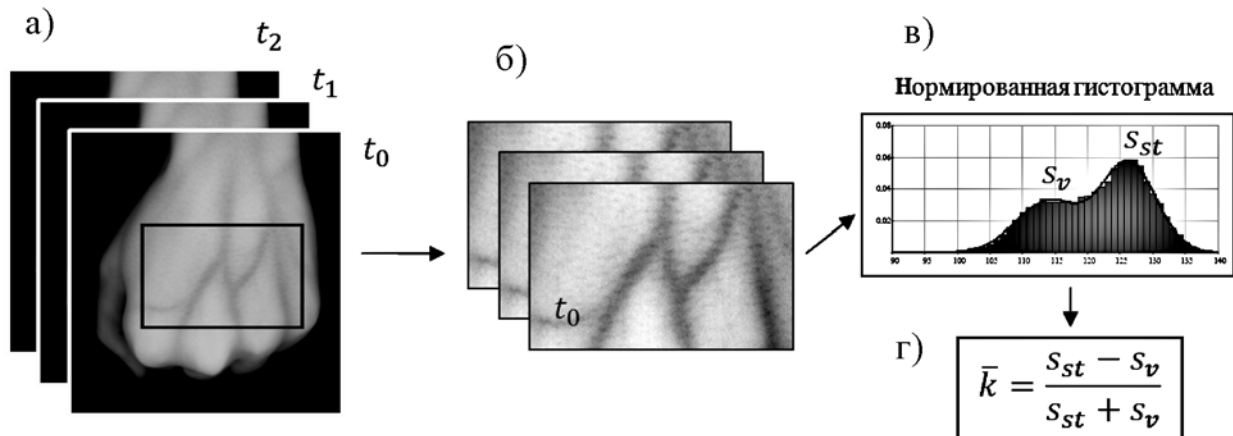


Рис. 2. Схема последовательности вычисления контраста изображений: а) выделение области интереса; б) кадрирование; в) вычисление мод распределения яркости кадра; г) вычисление контраста

## Результаты эксперимента

| № п/п | Кисть руки | Характеристики источников излучения |       |                             |       |                            |       |                              |       |                              |       |
|-------|------------|-------------------------------------|-------|-----------------------------|-------|----------------------------|-------|------------------------------|-------|------------------------------|-------|
|       |            | BetLux-L513UB<br>470/50 нм          |       | BetLux-L513PGC<br>525/50 нм |       | BetLux-L513LR<br>660/25 нм |       | BetLux-L513IRBC<br>880/50 нм |       | BetLux-L513IRAB<br>940/50 нм |       |
|       |            | $\bar{k}$                           | $s_k$ | $\bar{k}$                   | $s_k$ | $\bar{k}$                  | $s_k$ | $\bar{k}$                    | $s_k$ | $\bar{k}$                    | $s_k$ |
| 1     | Левая      | 0,078                               | 0,029 | 0,062                       | 0,026 | 0,220                      | 0,022 | 0,330                        | 0,027 | 0,298                        | 0,029 |
|       | Правая     | 0,105                               | 0,031 | 0,121                       | 0,034 | 0,223                      | 0,028 | 0,352                        | 0,026 | 0,310                        | 0,025 |
| 2     | Левая      | 0,219                               | 0,017 | 0,262                       | 0,007 | 0,189                      | 0,017 | 0,228                        | 0,014 | 0,248                        | 0,021 |
|       | Правая     | 0,221                               | 0,020 | 0,211                       | 0,014 | 0,201                      | 0,019 | 0,234                        | 0,021 | 0,221                        | 0,021 |
| 3     | Левая      | 0,123                               | 0,025 | 0,113                       | 0,021 | 0,219                      | 0,014 | 0,281                        | 0,022 | 0,307                        | 0,026 |
|       | Правая     | 0,084                               | 0,019 | 0,094                       | 0,022 | 0,211                      | 0,019 | 0,292                        | 0,027 | 0,290                        | 0,025 |

Определение параметров  $\nu$  осуществлялось методом наименьших квадратов с минимизацией алгоритмом Левенберга-Марквардта [9].

Расчетные формулы для выборочного среднего и выборочного СКО контраста имеют вид

$$\bar{k} = \frac{1}{10} \sum_{i=1}^{10} k_i; \quad s_k = \sqrt{\frac{1}{9} \sum_{i=1}^{10} (k_i - \bar{k})^2}. \quad (8)$$

Результаты расчетов выборочных средних и выборочных среднеквадратических отклонений контраста изображений, зарегистрированных в ходе исследований, представлены в табл. 2.

Пояснения в обозначении светодиодов «X/Y»: X соответствует длине волны в максимуме светимости (пиковая длина волны), Y – ширине линии излучения по уровню 70 %.

Примеры зарегистрированных в ходе исследований изображений приведены на рис. 3.

В табл. 2 для настроек условий освещения 470/50 и 525/50 нм приведены ненулевые значения контраста, хотя визуально на таких снимках подкожное сосудистое русло не наблюдается (см. рис. 3). Эффект этот вызван тем, что алгоритм аппроксимации, несмотря на отсутствие подкожного сосудистого русла, устанавливает распределе-

ние яркости изображения бимодальным. Происходит это в результате того, что в коротковолновой области видимого спектра наибольшим поглощением света обладает кожный пигмент меланин. В этой области спектра из-за сильного поглощения на поверхности излучение не проникает глубоко в структуру подкожных тканей. Изображение формируется отраженным от поверхности кожи светом и поэтому выявляет текстуру пигментации кожи. Так как текстура пигментации неоднородна, распределение интенсивности в изображении содержит несколько мод яркости. Алгоритм вычисления контраста находит их и возвращает ненулевое значение. Визуально подкожное сосудистое русло не наблюдается на изображениях с условием освещения меньше 660/25 нм. Поэтому значения оценок контраста, полученные при условиях освещения 470/50, 525/50 нм, приняты равными нулю.

Результаты эксперимента вполне согласуются с результатами расчета зависимости контраста от длины волны. При этом среднее значение контраста подкожного сосудистого русла значимо (более чем на 10 %) различается для разных индивидов (табл. 2).

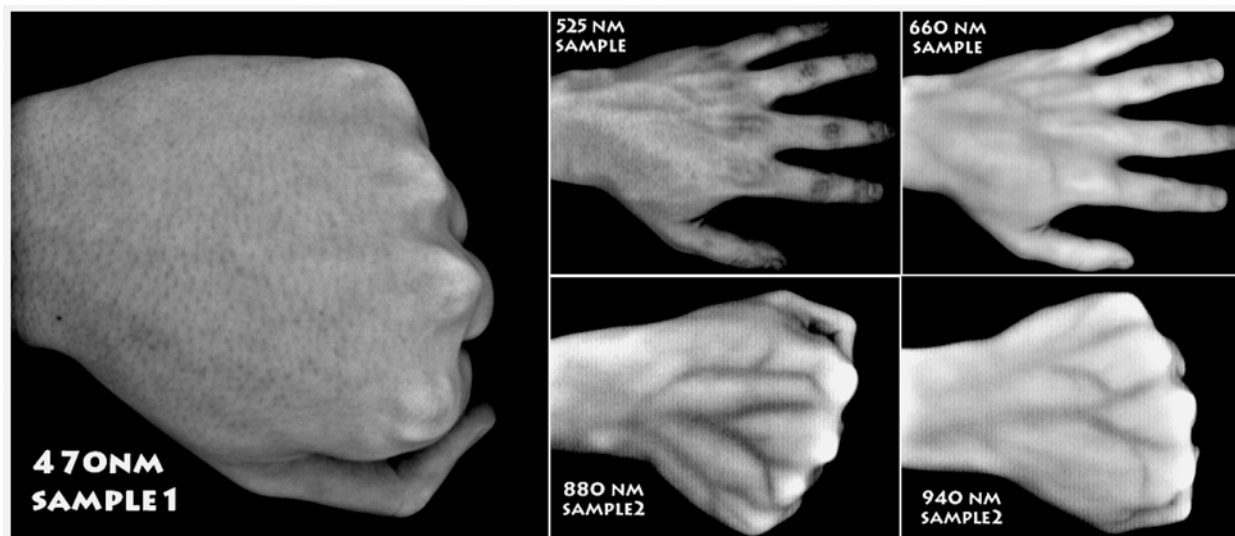


Рис. 3. Снимки тыльной стороны ладони при различных условиях освещения

**Заключение**

Представленная работа посвящена изучению возможностей визуализации подкожного кровеносного русла в ближней инфракрасной области спектра. Теоретические и экспериментальные исследования позволили определить спектральные характеристики излучения, при которых подкожные кровеносные сосуды наблюдаются наиболее отчетливо. Максимальный контраст в ИК-изображении получен для условий освещения 880/50 и 940/50 нм.

*Список литературы:*

1. *Barker N., Julin L.* Demonstration of superficial veins by infrared photography // Proc. Staff Mtgs. Mayo Clinic. 1934. Vol. 9. PP. 68-70.
2. *Payne R.* Infrared photography of the superficial venous system // Lancet. 1934. Vol. 226. PP. 235-236.
3. *Gibson H.* Medical infrared color photography // Vis. Med. 1967. № 2 (3). PP. 43-51.
4. *Gibson H.* Photography by Infrared. – John Wiley. NY. USA. 1978.
5. Оптическая биомедицинская диагностика. Учеб. пособие для вузов / Пер. с англ. под ред. В.В. Тучина. В 2 т. – М.: Физматлит, 2007. Том 1. 560 с. Т. 2. 368 с.
6. *Пушкарева А.Е.* Методы математического моделирования в оптике биоткани / Учеб. пособие. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2008. 103 с.

7. *Тихонов И.А., Спиридонов И.Н.* Инфракрасная визуализация кожных покровов // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 9. С. 26-32.
8. *Спиридонов И.Н.* Морфометрия сложноструктурированных медико-биологических изображений. Учеб. пособие по курсу «Автоматизированные системы в медико-биологических исследованиях». – М.: Изд-во МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2003. 59 с.
9. *Papoulis A.* Probability, random variables, stochastic processes. – 3ed. MGH. 1991. P. 678.
10. *Гонсалес Р., Вудс Р.* Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2005. 1072 с.

*Александр Александрович Таранов,*  
студент,

*Александр Владимирович Колтаков,*  
аспирант,

*Игорь Николаевич Спиридонов,*  
д-р техн. наук, профессор,

зав. кафедрой,  
кафедра БМТГ,

*Московский государственный технический*  
*университет им. Н.Э. Баумана,*

г. Москва,

*e-mail: taransanya@mail.ru*

*В.Н. Лясников, А.В. Лясникова, А.В. Пивоваров, И.Н. Антонов, В.А. Папшев*

## **ИССЛЕДОВАНИЕ СТРУКТУРЫ БИОКЕРАМИЧЕСКИХ ПОКРЫТИЙ, ПОЛУЧЕННЫХ ПЛАЗМЕННЫМ НАПЫЛЕНИЕМ ГИДРОКСИАПАТИТА СИНТЕТИЧЕСКОГО И БИОЛОГИЧЕСКОГО ПРОИСХОЖДЕНИЯ**

**Аннотация**

Получены и исследованы покрытия на основе гидроксиапатита (ГА) биологического и синтетического происхождения. Проведен сравнительный анализ исходных порошков и покрытий различными методами. Изучены данные рентгенофазовых спектров, спектров комбинационного рассеяния (КР) и инфракрасного поглощения (ИК), изображения электронной растровой микроскопии и данные элементного состава. Обнаружено скопление наночастиц в форме гранецентрических стержней.

Наиболее перспективным синтетическим материалом в имплантологии является керамика на основе фосфатов кальция, поскольку ее химический и фазовый состав соответствует минеральному составу костной ткани. Биокерамика на основе ортофосфатов кальция прошла обширную клиническую апробацию во многих областях медицины. Внутрикостные имплантаты используются для устранения дефектов и повреждений костных структур черепно-лицевого скелета, опорно-двигательного аппарата, при зубопротезировании [1].

В медицине широко применяются также биокерамические покрытия на основе ортофосфатов кальция, нанесенные на поверхность имплантируемых металлических конструкций [2], [3]. При этом

металлический имплантат обеспечивает механическую прочность всей конструкции, а наружный слой биокерамики на основе ортофосфатов кальция – хорошую совместимость с живыми тканями.

Как показала практика, оптимальным методом нанесения биокерамических покрытий на внутрикостные имплантаты является плазменное напыление [4].

По данным рентгенодифракционного, инфракрасного и химического анализов плазменное напыление ГА-керамики приводит к образованию слоистого покрытия, имеющего различный кристаллический состав своих внутренних и внешних слоев. Это может влиять на стабильность, биоустойчивость и механические свойства керамических