

УДК 616-073

# Аналіз інформаційних і технічних можливостей сучасних систем планування дистанційної радіотерапії

В. П. Старенький<sup>1</sup>, Л. О. Авер'янова<sup>2</sup>, Л. Л. Васильєв<sup>1</sup>, Ю. О. Орлова<sup>1</sup><sup>1</sup>ДУ «Інститут медичної радіології ім. С. П. Григор'єва НАМН України», Харків<sup>2</sup>Харківський національний університет радіоелектроніки, Україна

## Резюме

Розглянуті питання еволюції функціональних можливостей радіотерапевтичних плануючих систем та проаналізована їх значимість у забезпеченні вибору оптимальних параметрів променевої терапії.

**Ключові слова:** променева терапія, система планування радіотерапії, тривимірна анатомічна модель, авто-сегментація, конформне об'ємне планування, гістограма «доза–об'єм».

**Клин. информат. и Телемед.**  
2011. Т.7. Вып.8. с.79–82

## Вступ

Актуальною науковою проблемою сучасної онкології є удосконалення методів променевої терапії (ПТ) шляхом застосування новітніх технічних та інформаційних засобів. Серед них особливе місце належить сучасним засобам планування променевого лікування, яке є найважливішим етапом реалізації будь-якого методу радіотерапії. Задача планування ПТ, в силу своєї аналітичної складності та багатофакторності, не може бути успішно вирішена без застосування спеціалізованих засобів обробки інформації – систем планування радіотерапії (*treatment planning systems* – TPS). Основне завдання, яке вирішується цими системами, полягає у визначенні оптимального варіанту опромінення, що забезпечує підведення максимальної дози до пухлини при мінімальному променевому ушкодженні здорових тканин. При цьому найкращий результат досягається за умови забезпечення подібності форми пухлини та пучку (конформності) й точного його позиціонування відносно пухлини.

За реальних умов зазначені вимоги можна виконати у межах можливого, зважаючи на рівень клінічної та технічної оснащеності конкретного лікувального закладу. Відомо, що в радіотерапії досі застосовується рутинна технологія планування без будь-якої комп'ютерної підтримки. Так, розрахунки часу відпускання дози на апаратах РОКУС-АМ, РТА-02, РУМ-17 і нині проводяться вручну з використанням атласів дозного

розподілу поля. Іноді застосування наявних комп'ютерних систем планування ігнорується через безнадійну застарілість радіотерапевтичних апаратів, при роботі з якими зводяться нанівещь всі переваги сучасних комп'ютерних технологій. Нове ж покоління радіотерапевтичного обладнання, навпаки, неможливо уявити без інтегрованих комп'ютерних систем обробки і передачі інформації та програмного управління апаратами. Впровадження сучасних радіотерапевтичних комплексів потребує глибокого вивчення принципово нових технологічних та інформаційних особливостей їх функціонування.

**Метою цієї роботи** є поглиблений комплексний аналіз даних про сучасні методи візуалізації та ідентифікації пухлинних осередків, фізичні закономірності формування полів опромінення, технічні параметри радіотерапевтичних установок, методи та алгоритми визначення кількісних характеристик лікувального впливу (геометрія, час, доза).

## Матеріали дослідження

Початковим етапом променевої терапії є визначення лікарем-радіологом плану лікування. На основі аналізу наданої клініко-діагностичної інформації він обирає тактику лікування, зважаючи на радіобіологічні особливості

та клінічні наслідки радіотерапії для кожного конкретного пацієнта. Далі проводяться додаткові дослідження, метою яких є отримання зображень пацієнта в тих умовах, які необхідні для передпроменевої підготовки та проведення лікування (спеціальні укладки, іммобілізація тощо). Наступний етап планування (просторове моделювання та визначення кількісних характеристик лікувального впливу) здійснюється із застосуванням фізико-технічного та інформаційного забезпечення. Проте керувати цим процесом повинен лікар, бо саме він має обрати оптимальний варіант плану, зв'язуючись із наявною клінічною інформацією. Отже, радіотерапевт має добре розуміти можливості сучасних засобів планування радіотерапії, щоб мати змогу керувати діями інженерного персоналу заради забезпечення якості променевого лікування.

## 1. Способи візуалізації та ідентифікації пухлинних осередків в сучасних системах планування радіотерапії

У процесі планування радіотерапії проводиться топометрична підготовка, яка базується на аналізі променевих діагностичних зображень певної модальності (КТ, МРТ, УЗД, ПЕТ). Ці зображення дозволяють визначити макроскопічний об'єм пухлини (GTV), на основі якого встановлюються об'єми мішені: клінічний об'єм (CTV); об'єм, що планується (PTV); об'єм, що підлягає лікуванню (*treated volume*) та опроміненню (*irradiated volume*). Визначаються також межі критичних органів [1]. Нині всі ці операції технологічно здійснюються шляхом комп'ютерної обробки серії томографічних зображень (рис. 1), які, відповідно до методу їх отримання, реконструюються та аналізуються у цифровому форматі (*Digitally Reconstructed Radiographs* – DRRs).

Слід відзначити, що всі сучасні системи планування радіотерапії (Eclipse™/Helios, Theraplan PLUS, Panther 3D, Pinnacle<sup>3</sup>, XiO®, Oncentra® та ін.) повністю підтримують тривимірну (3D) геометрію як при відтворенні будови тіла пацієнта, так і при побудові дозних полів (рис. 2) [2].

Це стало можливим завдяки практичному застосуванню методу реконструктивної обчислювальної томографії, а також появі сучасних швидкодіючих комп'ютерних засобів для обробки

зображень (графічних станцій, сучасних програмних інструментів для роботи з 3D-графікою тощо).

Найпершою графічною опцією системи 3D-планування є генерація та візуалізація анатомічної 3D-моделі пацієнта у заданій системі координат (*volume rendering*). Слід зазначити, що ця система координат має однозначно фіксувати просторове розташування пацієнта та однаково відтворюватись при томографії, комп'ютерному моделюванні, симуляції та ПТ. Система будує об'ємну модель тіла пацієнта шляхом опрацювання масиву зображень томографічних зрізів, на кожному з яких має бути віднайдений і контур пухлини. Модель пацієнта містить реконструйовані об'ємні зображення анатомічних структур, пухлини та критичних органів. Поверхні цих об'єктів будуються напівпрозорими, за потреби їх позначають кольором (рис. 3).

Модель тіла можна аналізувати у будь-якому зручному ракурсі, застосовуючи інтерактивне 3D-маніпулювання (поворот, масштабування).

Визначення контуру пухлини – це досить складна обчислювальна задача, яка дозволяє запобігти суб'єктивним помилкам при розрахунку GTV. У системах планування попередніх поколінь контур пухлини визначали візуально, малювали вручну, координати контурної лінії вносили до комп'ютера також вручну, за допомогою маніпулятора та дигітайзера. Зрозуміло, що така технологія була досить неточною та рутинною. Нині ж широко застосовуються засоби програмного аналізу томографічних зображень у заданому діапазоні чисел Гаунсфілда за використанням сегментації та морфологічних перетворень, метою яких є автоматична побудова контуру GTV [3]. З клінічних міркувань цей контур може бути скоригований, в цьому разі застосовуються спеціальні інтерактивні інструменти графічного редагування.

У сучасних системах планування удосконалено процес оконтурювання анатомічних структур за рахунок автоматичного суміщення томографічних зображень різної модальності (КТ+МРТ, КТ+ПЕТ) з подальшою обробкою поєднаного зображення.

Інша технологія, направлена на підвищення точності оконтурювання структур – це автосегментація, яка базується на застосуванні зображень кількох анатомічних атласів. Програмне забезпечення автоматично адаптує наперед визначені за анатомічним атласом обриси органів до обрисів органів конкретного пацієнта.

## 2. Визначення фізичних параметрів полів опромінення

Система планування радіотерапії потребує внесення даних про модальність лікувального впливу (фотонна, електронна, протонна терапія), відповідно до якої визначається характер формування просторового розподілу дози в об'єкті. Сучасні технології ПТ передбачають застосування фотонних та електронних пучків в одному плані. Кількість активних пучків не обмежується, до того ж ці пучки можуть бути статичними або ротаційними.

Кожне конкретне джерело випромінювання має особливі дозиметричні характеристики полів опромінення. Початкові параметри полів опромінення радіотерапевтичного апарату вимірюють за допомогою автоматизованого дозиметричного комплексу (водний фантом, клінічні дозиметри, іонізаційні камери тощо). Такий комплекс був застосований при дослідженні дозиметричних характеристик поля опромінення лінійного прискорювача електронів Varian Clinac 600C у відділенні променевої терапії Інституту медичної радіології ім. С. П. Григор'єва НАМН України (рис. 4, 5).

Отримані дозиметричні дані записуються до комп'ютерної системи планування, після чого нею здійснюється побудова програмної моделі джерела випромінювання.

## 3. Вибір технічних параметрів радіотерапевтичних установок

У сучасній дистанційній ПТ найчастіше застосовуються лінійні прискорювачі електронів та <sup>60</sup>Co гамма-терапевтичні апарати, які реалізують різноманітні режими: 2D-терапія, 3D-модульована за інтенсивністю радіотерапія (IMRT) на основі застосування багатопелюсткового коліматора (MLC) тощо [4]. Застосування індивідуальних засобів формування пучка (болюсів, блоків, клінів) дозволяє сформувати поля опромінення змінної інтенсивності. Кожен з цих засобів має відповідну комп'ютерну модель, яка застосовується при розрахунку конфігурації дозного поля.

Враховуючи дані про апаратну конфігурацію радіотерапевтичної

установки, наявність індивідуальних засобів формування пучка та режим опромінення, система планування обчислює настройки апарата для кожного поля опромінення (рис. 6). Ці дані зберігаються у комп'ютерній системі та застосовуються протягом лікувального циклу.

#### 4. Методи та алгоритми визначення кількісних характеристик лікувального впливу

На основі всієї попередньо отриманої інформації система планування здійснює розрахунок індивідуальних планів опромінення. Оптимальним вважається той план, для якого доза на пухлину є максимальною (на РТВ припадає не менше 95% цієї дози), при цьому доза на критичні органи має бути мінімальною. Система розраховує об'ємний розподіл дози випромінювання та обирає оптимальний його варіант. Результати розрахунків дозних полів надаються у вигляді ізодозних кривих, нанесених на 3D-поверхні моделі пацієнта (рис. 7). Форма ізодозних кривих узгоджується із формою обраного засобу формування пучка.

Для кожного плану будується гістограма «доза-об'єм» (*Dose Volume Histogram – DVH*), яка відображає графік розподілу дози в опромінюваному об'ємі та застосовується для оптимізації планування радіотерапії. Гістограма DVH розраховується для РТВ та кожного критичного органу. Ідеальний розподіл дози відносно об'єму мішені характеризується прямокутною гістограмою DVH (рис. 8). Додатково за допомогою гістограм можна визначити стандартні відхилення дози на пухлину, мінімальні та максимальні дози, медіанні дози на критичні органи [5].

Перед проведенням ПТ здійснюється портальна верифікація плану: пере-

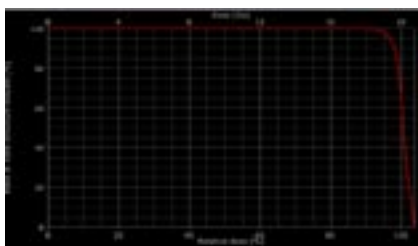


Рис. 8. Гістограма «доза-об'єм» для РТВ.



Рис. 4. Вимірювальний комплекс для дослідження дозиметричних характеристик лінійного прискорювача електронів Clinac 600C.

віряється правильність відтворення реальних умов опромінення (укладка та іммобілізація пацієнта, параметри дозних полів), обраних за планом.

## Висновки

Проаналізовано методологічні та технічні особливості застосування сучасних систем 3D-планування радіотерапії (Varian Medical Systems, ADAC, NOMOS, Nucletron CMS, Helax-TMS та ін.) у дистанційній ПТ. На кожному з етапів планування радіотерапії визначені основні фактори, які сприяють вибору оптимального варіанту опромінення. Виявлені найбільш суттєві програмні опції систем конформного 3D-планування, які дозволяють забезпечити якісно новий рівень променевої терапії.

Режим 3D-візуалізації дозволяє радіологу більш точно ідентифікувати пухлину та оцінити її співвідношення з іншими тканинами. Крім того, синтез об'ємних обрисів пучків та позначення їх орієнтації відносно 3D-моделі пацієнта дозволяє вибрати такий ракурс опромінення, при якому можливі променеві ушкодження здорових тканин виявляться мінімальними.

Застосування спільної системи координат при топометричній підготовці

та опроміненні дозволяє забезпечити позиціонування пацієнта у відповідності з планом (просторове суміщення тіла пацієнта з його ж програмною 3D-моделлю).

Використання засобів автоматизованого оконтурювання мішені та критичних органів дозволяє значно прискорити та об'єктивізувати процес топометричної підготовки. Ця опція дозволяє точно визначити межі РТВ, за якими надалі моделюється конформна апертура пучка опромінювання.

Наявність комп'ютерної моделі джерела опромінення, створеної на основі фантомних дозиметричних досліджень, гарантує правильність розрахунку розподілу дози в процесі планування радіотерапії.

Використання DVH є особливо корисним для швидкого визначення адекватної зони охопту об'єму мішені та для оцінки дози опромінення, яка припадає на оточуючі критичні структури. Планування радіотерапії з урахуванням гістограм DVH дозволяє отримати більш оптимальні варіанти опромінення.

## Література

1. International Commission on Radiation Units and Measurements: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (ICRU Report 50). – Bethesda, MD, International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.

2. Perez C. A., Luther W. B. Principles and Practice of Radiation Oncology. Third Ed. — Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998.
3. Гонсалес, Р., Вудс, Р. Цифровая обработка изображений. — М.: Техносфера, 2005. — 1072 с.
4. Galvin J. M., Ezzell G., Eisbrauch F. et al. // Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 2004. Vol.58. P.1616–1634.
5. Контроль качества в лучевой терапии и лучевой диагностике: Сб. норматив. документов / сост. Н.А. Артемова и др. — Минск: Полипринт, 2009. — 272с.

### The analysis of informational and technical features of up-to-date teleradiotherapy treatment planning systems

V. P. Starenkij, L. A. Averjanova, L. L. Vasiljev, U. A. Orlova

<sup>1</sup>The S. P. Grigoriev Institute of Medical Radiology attached to National Academy of Medical Sciences, Kharkiv, Ukraine  
<sup>2</sup>Kharkiv National University of Radio and Electronics (KHNURE), Ukraine

#### Abstract

The functional capabilities evolution at up-to-date treatment planning systems is considered and their significance for optimization of radiation therapy parameters choice is analyzed.

**Key words:** radiation therapy, treatment planning system, 3D anatomic model, automatic segmentation, conformal volumetric planning, Dose Volume Histogram.

### Анализ информационных и технических возможностей современных систем планирования дистанционной радиотерапии

В. П. Старенький<sup>1</sup>, Л. О. Аверьянова<sup>2</sup>  
Л. Л. Васильев<sup>1</sup>, Ю. О. Орлова<sup>1</sup>

<sup>1</sup>ГУ «Институт медицинской радиологии им. С. П. Григорьева НАМН Украины», Харьков  
<sup>2</sup>Харьковский национальный университет радиоэлектроники, Украина

#### Резюме

Рассмотрены вопросы эволюции функциональных возможностей радиотерапевтических планирующих систем и проанализирована их значимость в обеспечении выбора оптимальных параметров лучевой терапии.

**Ключевые слова:** лучевая терапия, система планирования радиотерапии, трехмерная анатомическая модель, авто-сегментация, конформное объемное планирование, гистограмма «доза-объем».

### Листування

д.мед.наук, с.н.с. **В. П. Старенький**  
ДУ «Інститут медичної радіології  
ім. С. П. Григор'єва НАМН України»  
вул. Пушкінська, 82  
Харків, 61024, Україна  
тел. +0380(57) 704-14-61  
ел.пошта: starenkiyvp@rambler.ru

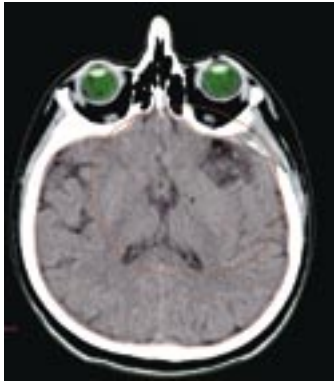


Рис. 1. Визначення зон інтересу на КТ-зрізі.

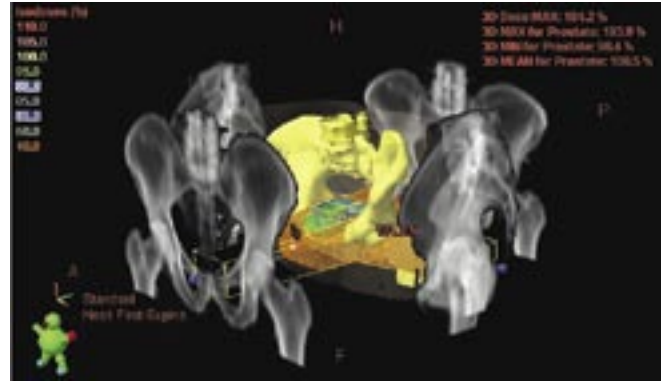


Рис. 2. Об'ємна візуалізація зони опромінення.

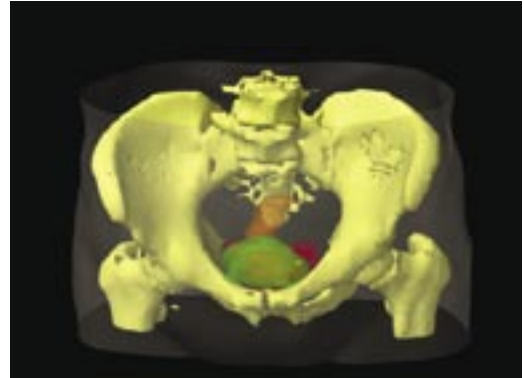
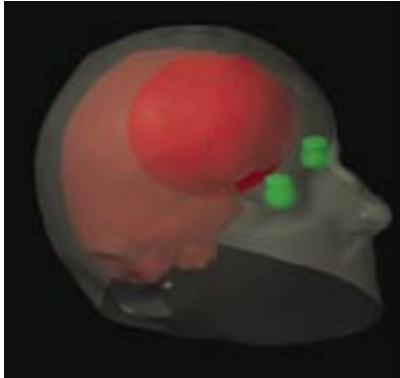


Рис. 3. Тривимірні анатомічні моделі тіла пацієнта.

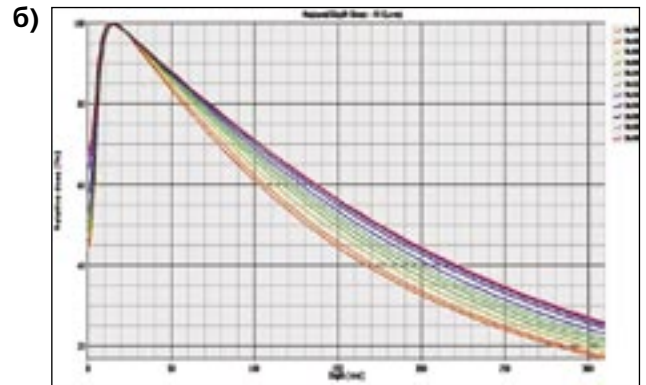
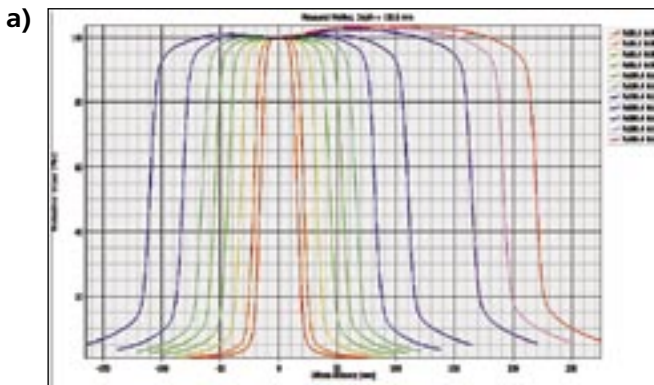


Рис. 5. Дозиметричні характеристики лінійного прискорювача електронів Сінас 600С (6 MeV) для розмірів полів 3÷30 см та глибини 100 мм: а – профілі поглинутої дози; б – глибинний розподіл поглинутої дози.

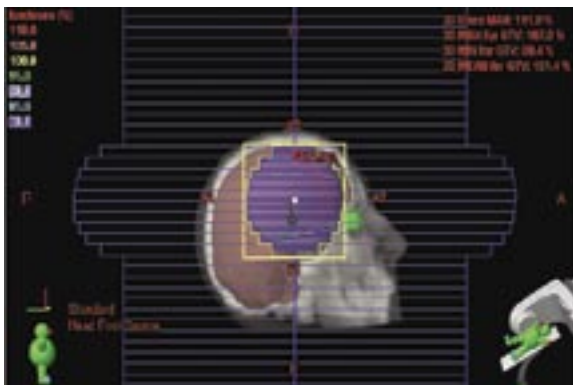


Рис. 6. Результат програмної настройки MLC.

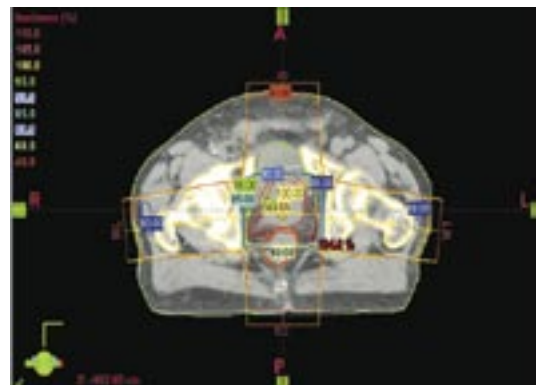


Рис. 7. Маркування ізодоз та дозних полів.

*Рисунки до статті*

Аналіз інформаційних і технічних можливостей сучасних систем планування дистанційної радіотерапії  
**В. П. Старенький, Л. О. Авер'янова, Л. Л. Васильєв, Ю. О. Орлова**

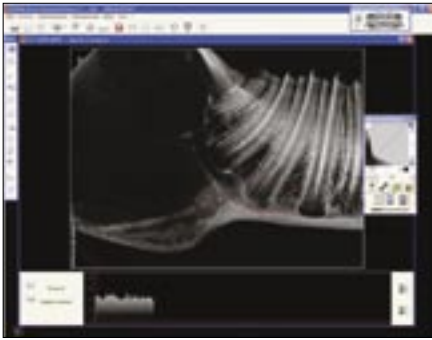


Рис. 5. Денситометрическое исследование интактной челюсти кролика в области нижнего края.

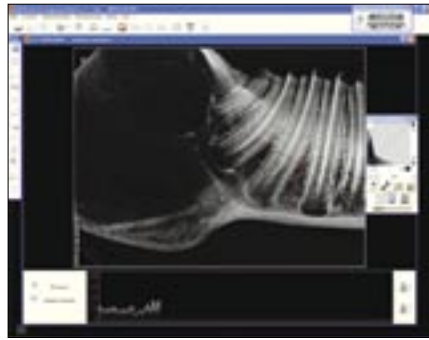


Рис. 6. Денситометрическое исследование интактной челюсти кролика в области межзубных перегородок.

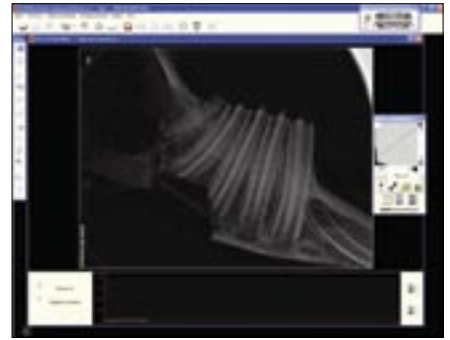
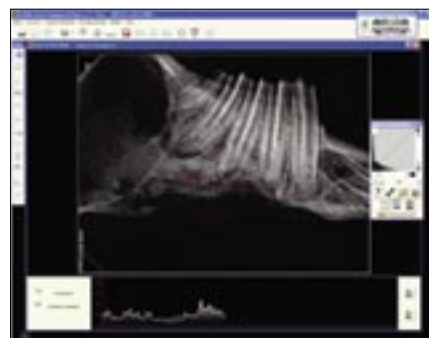
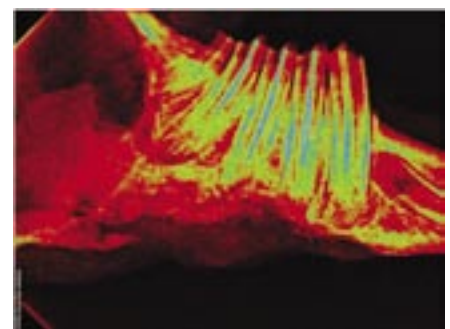


Рис. 7. Денситометрическое исследование нижней челюсти кролика в области созданного дефекта без его заполнения АДКМ.

Рис. 8. а) Денситометрическое исследование нижней челюсти кролика в области созданного дефекта с его заполнением АДКМ, б) Нижняя челюсть в режиме изоплотности.

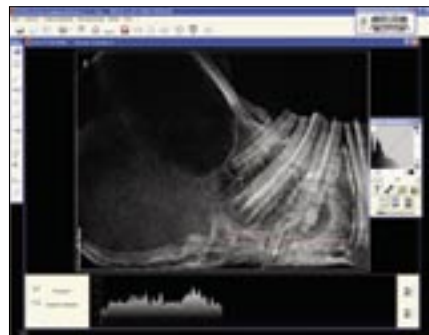


а)

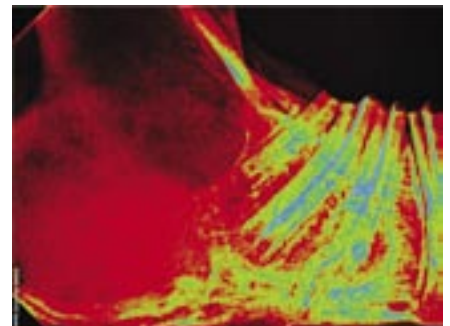


б)

Рис. 9. а) Денситометрическое исследование нижней челюсти кролика в области созданного дефекта с его заполнением АДКМ с применением МНТР, б) Нижняя челюсть в режиме изоплотности.

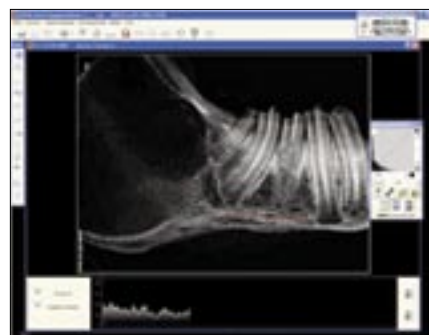


а)

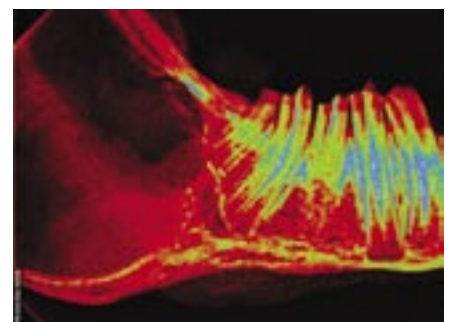


б)

Рис. 10. а) Денситометрическое исследование нижней челюсти кролика в области созданного дефекта с его заполнением АДКМ с применением МПВ, б) Нижняя челюсть в режиме изоплотности.



а)



б)

**Рисунки к статье**

Денситометрическое и радиовизиографическое обоснование применения пчелиного воска в качестве мембран для направленной регенерации кости в эксперименте

**А. Ю. Погосян**