

# ПОРІВНЯННЯ КЛІНІЧНИХ ТА РЕНТГЕНКІНЕМАТОГРАФІЧНИХ РЕЗУЛЬТАТІВ ОЦІНКИ ФУНКЦІОНУВАННЯ КОЛІННОГО СУГЛОБА ПІСЛЯ ЕНДОПРОТЕЗУВАННЯ

О.М.Михальченко<sup>1</sup>, І.М.Зазірний<sup>1</sup>, В.Г.Євсеєнко<sup>1</sup>, І.М.Дикан<sup>2</sup>, В.Ф.Юрченко<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Клінічна лікарня "Феофанія" ДУС

<sup>2</sup>Науково-практичний центр променевої діагностики АМН України

<sup>3</sup>Інститут електрозварювання ім. акад. Є.О. Патона НАН України

Однією з актуальних проблем сучасної ортопедії є відновлення функції суглобів при дегенеративно-дистрофічних захворюваннях за допомогою нових хірургічних технологій. Найбільш радикальним методом лікування остеоартрозу III ст. колінного суглоба (КС) є тотальне ендопротезування (ТЕП) [1]. Прогрес хірургічних методик зумовлює створення досконалих імплантатів. Переважна більшість ендопротезів КС, що застосовується на даний час, відноситься до групи кондиллярних анатомічних ендопротезів [2]. Досконалість ендопротезів перевіряється за допомогою складних комп'ютерних навігаційних систем. Різні типи рентгенівських апаратів та їхні технічні можливості визначають методику дослідження кінематики КС у статичному положенні.

До цього часу недостатньо вивчений такий суттєвий момент реабілітації після ендопротезування суглобів, як відновлення опорної функції оперованої кінцівки. У клінічній практиці відсутній єдиний метод вимірювання навантаження на ендопротезований суглоб у післяопераційному періоді та контроль за навантаженням [8].

Відомо, що метод динамічної рентгенокінематографії сприяє вивченню причин нестабільності компонентів ендопротеза КС [5, 7].

Створення методики кількісної оцінки кінематики КС після ТЕП дозволить забезпечити хірурга більш точною, якісно новою інформацією про траєкторію руху в ендопротезованому КС та допоможе об'єктивно оцінити результати лікування.

Метою роботи є кількісний аналіз рухів ендопротезованого КС рентгенокінематографічним методом.

**Матеріали та методи.** Клініко-рентгенологічно обстежено 80 пацієнтів, які розподілено на 3 групи:

I — пацієнти віднесені до варіанта норми за клінічними і рентгенологічними критеріями (відсутність скарг та рентгенологічних ознак остеоартрозу) — 35 (середній вік 35 – 50 років, чоловіків 16, жінок – 19) – контрольна група;

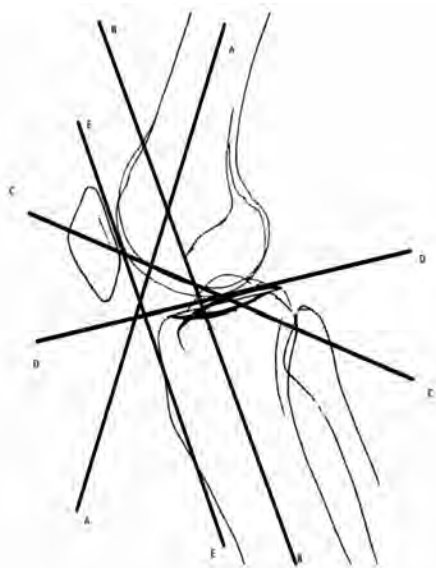
II — пацієнти з діагнозом ОА III ст. (за Косинською Н.С.) – 24 [3] (47 – 72 років; чол. – 14, жін. – 10);

III – пацієнти після ендопротезування КС – 21 (52 – 81 років; чол – 9, жін. – 12, у віддалені строки після ендопротезування від 1 до 8 років після операції).

Рентгенологічне обстеження проводилося на універсальному цифровому рентгенапараті Isonas R200, з використанням стандартних укладок та методом рентгенокінематографії в боковій проекції. При проведенні рентгенокінематографії пацієнт розміщувався на столі рентгенапарата в горизонтальному положенні, лежачи на боці досліджуваного КС. Динаміка рухів у КС фіксувалась на серії флюорограм у боковій проекції – від максимального розгинання в суглобі до максимального згинання в ньому. Кількість флюорограм становила 10 – 18 при одному дослідженні. Враховуючи цифровий режим рентгенологічного дослідження за даною методикою, ступінь опромінення є мінімальним (не перевищує 0,08 мЗв).

Наступним кроком було обрання кісткових орієнтирів, за допомогою яких було б можливо оцінити характер руху компонентів КС при згинанні. Важливо було обрати такі орієнтири, які можливо відтворити на ендопротезованому КС. Було запропоновано аналізувати рух компонентів КС по кутах, які утворювались дотичними лініями, проведеними до суглобових поверхонь стегнової, великогомілкової кісток та надколінника (рис. 1).

Для оцінки траєкторії руху компонентів КС обрані наступні орієнтири: 1 – лінія AA – відповідає серединній осі стегнової кістки; 2 – лінія BB – відповідає серединній осі великогомілкової кістки; 3 – лінія CC – лінія, утворена між точкою доторкання виростків стегнової кістки до великогомілкової (найбільш наближена точка виростків стегнової кістки до суглобової поверхні великогомілкової кістки) та точкою на верхівці дистального полюса суглобової поверхні надколінника; 4 – лінія DD – паралельна суглобовій поверхні великогомілкової кістки; 5 – лінія EE – паралельна суглобовій поверхні надколінника. Між обраними лініями утворені наступні кути: f0 – кут між лініями AA та BB; f1 – кут, утворений лініями AA та CC; f2 – кут, утворений лініями DD та EE; f3 – кут, утворений лініями CC та



**Рис. 1.** Схематичне зображення КС з графічним відображенням обраних ліній та кутів

DD;  $f_4$  — кут, утворений лініями CC та EE. Отримані при цьому кути стали інформаційним джерелом, яке дозволило провести математичний аналіз отриманих даних.

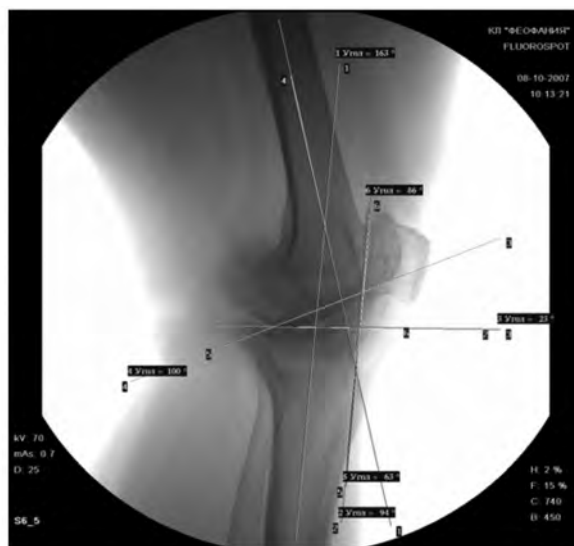
За кожною рентгенограмою (рис. 2, 3) проводився підрахунок обраних для оцінки кутів. Отримані дані (кути) були розподілені на чотири масиви даних, які на наступному етапі за допомогою математичної обробки (програмне забезпечення MathCad) були перетворені в безперервні функції.

Графіки кривих візуально демонструють характер руху компонентів КС того чи іншого пацієнта за запропонованими чотирма ознаками та відображають біомеханіку КС залежно від кута нахилу великогомілкової кістки до стегнової при 2-вимірному рентгенологічному дослідженні.

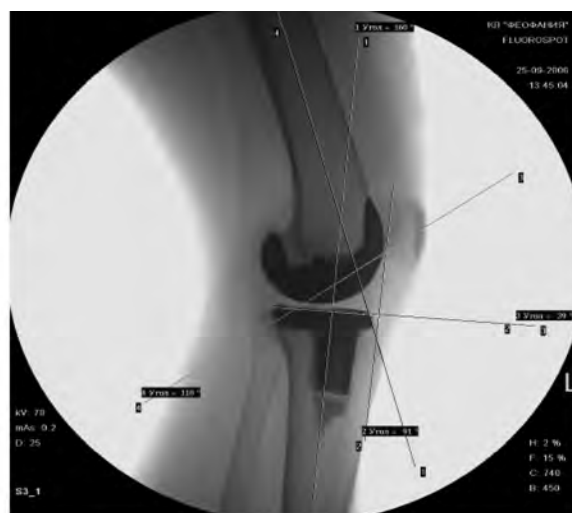
У своїх дослідженнях ми вивчали траєкторію руху одного типу імплантів КС, а саме анатомічних кондиллярних ендопротезів (Zimmer "Nex-Gen", De Puy PFC Sigma, Stryker Scorpio, Biomet AGC V2) з мінімальним та середнім внутрішнім напруженням, через те, що саме вони наймасовіше застосовуються в ендопротезуванні.

**Результати.** На першому етапі по досить представницькій вибірці (35 пацієнтів) за допомогою спеціальної математичної програми (програмне забезпечення MathCad) формується чотири сімейства дискретних кривих функціонування, що характеризують траєкторію руху компонентів КС (контрольна група). Кожна із цих дискретних кривих за допомогою поліноміальної регресії перетворюється в безперервні функції. Потім по кожному сімейству функцій формуються чотири середньостатистичні описи (контрольна група), що характеризують відповідне сімейство.

На другому етапі для кожного сімейства виконується порівняння аналізованих описів (КС з ОА III ст., ендопротезованих КС) з контрольними, які представлено графіками відповідних кривих (рис.4) — для КС з ОА IIIст. та (рис. 5) — для ендо-



**Рис. 2.** Хворий С., 72 р. — ОА лівою КС IIIст.



**Рис. 3.** Хворий К., 69 років, ендопротезований лівий КС

протезованого КС. На третьому етапі у результаті порівняння описів за кожною із запропонованих ознак формується величина, що показує ступінь відмінності аналізованих описів (остеоартрози, ендопротезовані КС) від контрольних.

Як міра порівняння описів у роботі вибрано наступні загальноприйняті значення [5] :

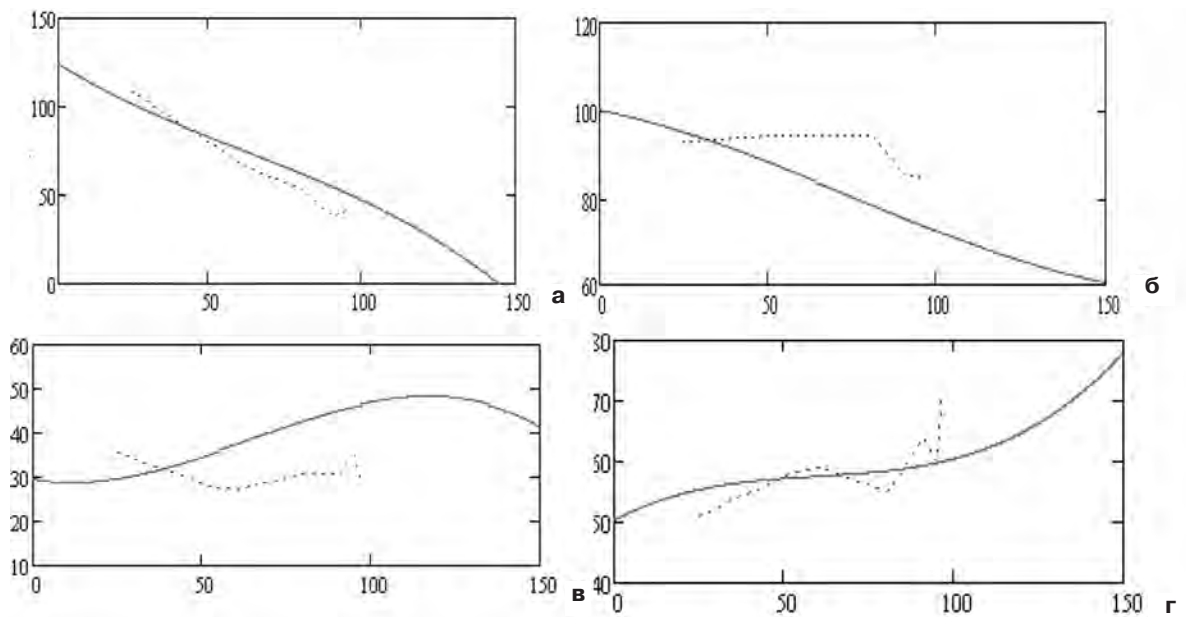
RR — середнє арифметичне відхилення середніх квадратичних відхилень, які відповідають дискретним точкам відносно чотирьох контрольних описів  $z_1(x)$ -  $z_4(x)$ ;

ТТ — максимальне відхилення аналізуючих дискретних кривих від відповідних контрольних;

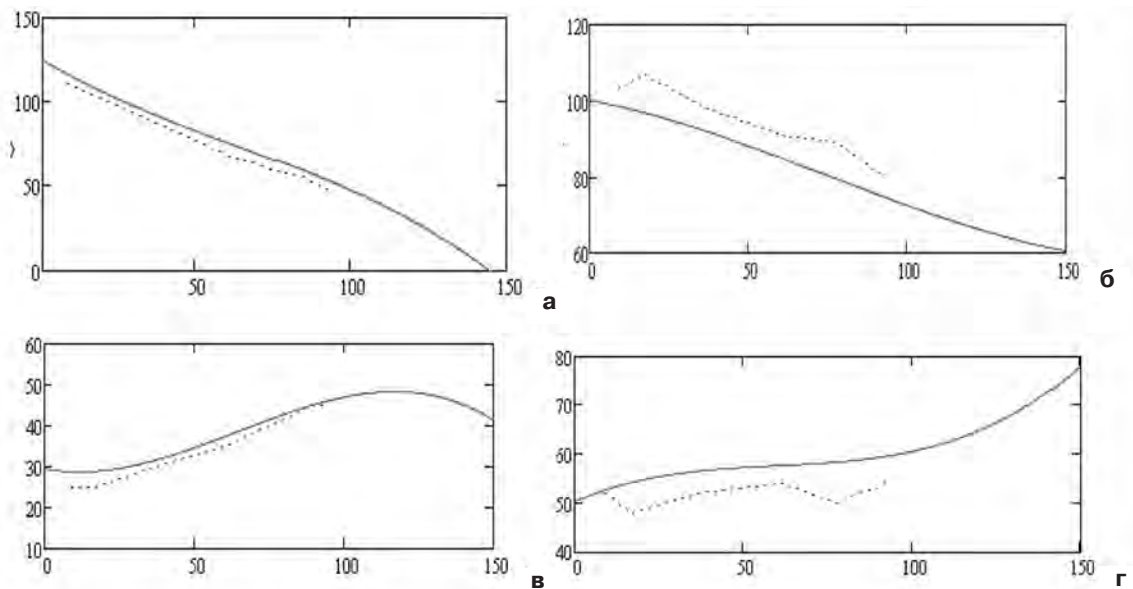
QM — максимальне середнє арифметичне відхилення усереднених максимальних відхилень ТТ.

Середнє значення показників RR, ТТ, QM в контрольній групі становили відповідно: RR=4,738; ТТ=11,217; QM=6,955.

Для порівняння отриманих значень показників RR, ТТ, QM у пацієнтів з нормою, ОА КС та ендопротезом КС сформовано графіки кривих, які демонструють ступінь відмінності даних показників від показників контрольної групи (норми) (рис. 6, 7).



**Рис. 4.** Хворий О. ОА КС III ст.: **а)** кут f1; **б)** кут f2; **в)** кут f3; **г)** кут f4 — вісь Y, вісь X — кут f0  
z1—z4 — вказані кути здорового КС відповідно



**Рис. 5.** Хворий Б. Ендопротез КС: **а)** кут f1; **б)** кут f2; **в)** кут f3; **г)** кут f4 — вісь Y, вісь X — кут f0  
z1—z4 — вказані кути здорового КС відповідно

Порівнюючи графіки кривих руху кісткових компонентів КС в обраних 3-х груп пацієнтів, отримані дані, які кількісно відображають розходження у траєкторії руху КС між контрольною групою та групами пацієнтів з ОА III ст. та ендопротезованими КС. Отримані результати за показником RR демонструють наближення показників ендопротезованих КС до норми (пацієнтів контрольної групи), лише в окремих пацієнтів показник RR виражено відрізняється від норми, що може свідчити про початкові декомпенсовані зміни в даному ендопротезованому КС.

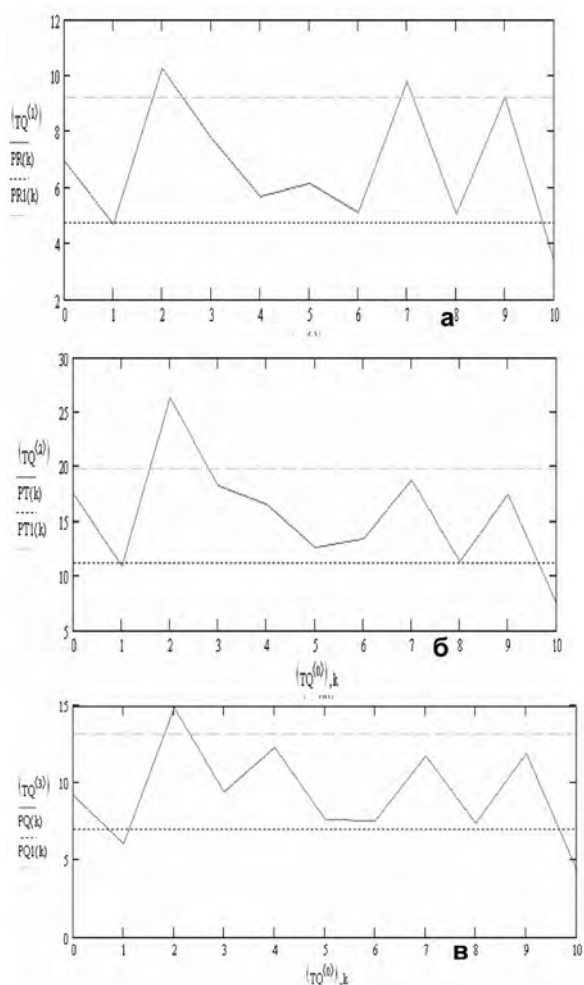
Аналогічні зміни відмічаються при розгляданні показника ТТ, де зберігається тенденція вираженого наближення значень даного показника у пацієнтів з ендопротезами до норми. При оцінці показника QM

також відмічаються близькі значення даного показника здорових КС контрольної групи та у пацієнтів з ендопротезованими КС. Це відображає збіг отриманих результатів трьох показників.

У результаті середньостатистичної обробки контрольних виборок (норми) отримані наступні значення середньоквадратичних відхилень обраних ознак: DRR=1,496, DTT=2,84 і DQM=2,076.

Це свідчить про високий ступінь точності отриманих нами результатів за запропонованою методикою дослідження.

Оскільки всі пацієнти знаходились в однакових умовах під час дослідження та виконували однаково дію, об'єктивність отриманої інформації є незаперечною.



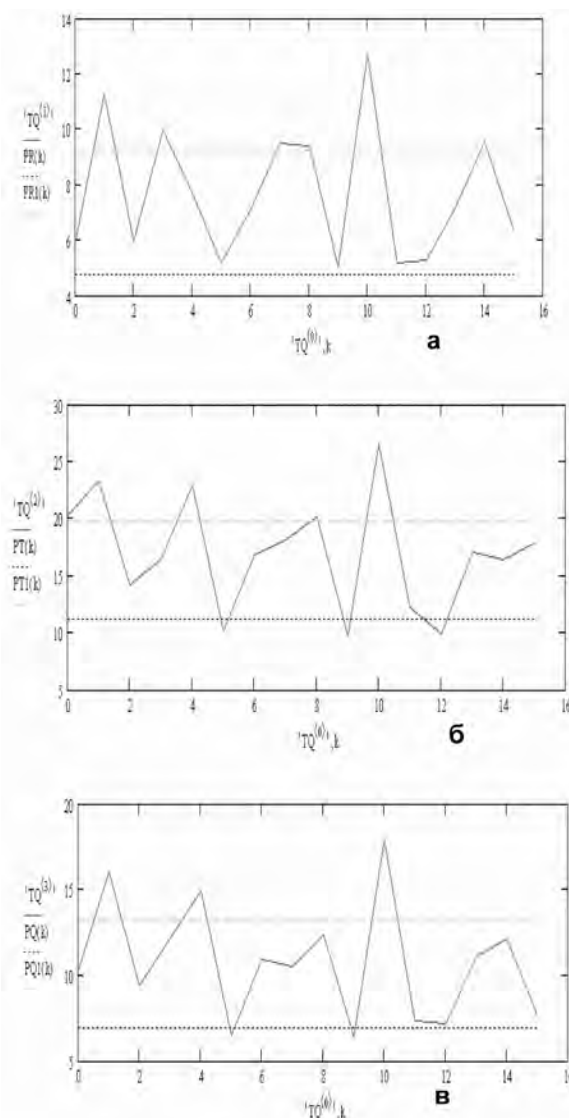
**Рис. 6.** ОА КС: **а)** графік показника RR, де TQ — значення показника RR у пацієнтів з ОА КС; PR(k) — середнє значення показника RR контрольної групи; PR1(k) — верхній поріг (Π) значення RR при відхиленні в 3 сигми (δ); **б)** графік показника TT; **в)** графік показника QM. Вісь X—пацієнти з ОА

Отже, кількісно визначено, що запропоновані чотири ознаки після математичного моделювання відображають динаміку руху компонентів КС.

Після отримання результатів клінічної оцінки функції КС та математичного аналізу траєкторії руху компонентів КС проведено порівняння отриманих даних. Наводимо діаграми співвідношень двох видів дослідження. Мірою відхилення того чи іншого показника від значення норми при математичному аналізі є відхилення в 3 сигми (δ).

Серед пацієнтів другої групи у 3-х пацієнтів отримано відхилення показника RR в 3 сигми (δ), у 5-ти пацієнтів дане відхилення становило 2 сигми. Лише один пацієнт мав близьке до середнього значення показника RR. Аналогічні результати отримані за іншими коефіцієнтами кореляції.

Відхилення коефіцієнтів кореляції у пацієнтів після ендопротезування КС також відмічено. У 6-ти пацієнтів визначено відхилення показників RR, TT, QM в три сигми. У 14 пацієнтів ці показники майже збігаються із середнім значенням норми. У 9-ти



**Рис. 7.** Ендопротез КС: **а)** графік показника RR, де TQ — значення показника RR у пацієнтів з ендопротезом КС; PR(k) — середнє значення показника RR контрольної групи; PR1(k) — верхній поріг (Π) значення RR при відхиленні в 3 сигми (δ); **б)** графік показника TT; **в)** графік показника QM. Вісь X — пацієнти з ендопротезами

пацієнтів коефіцієнти кореляції коливаються між відхиленням в одну та дві сигми.

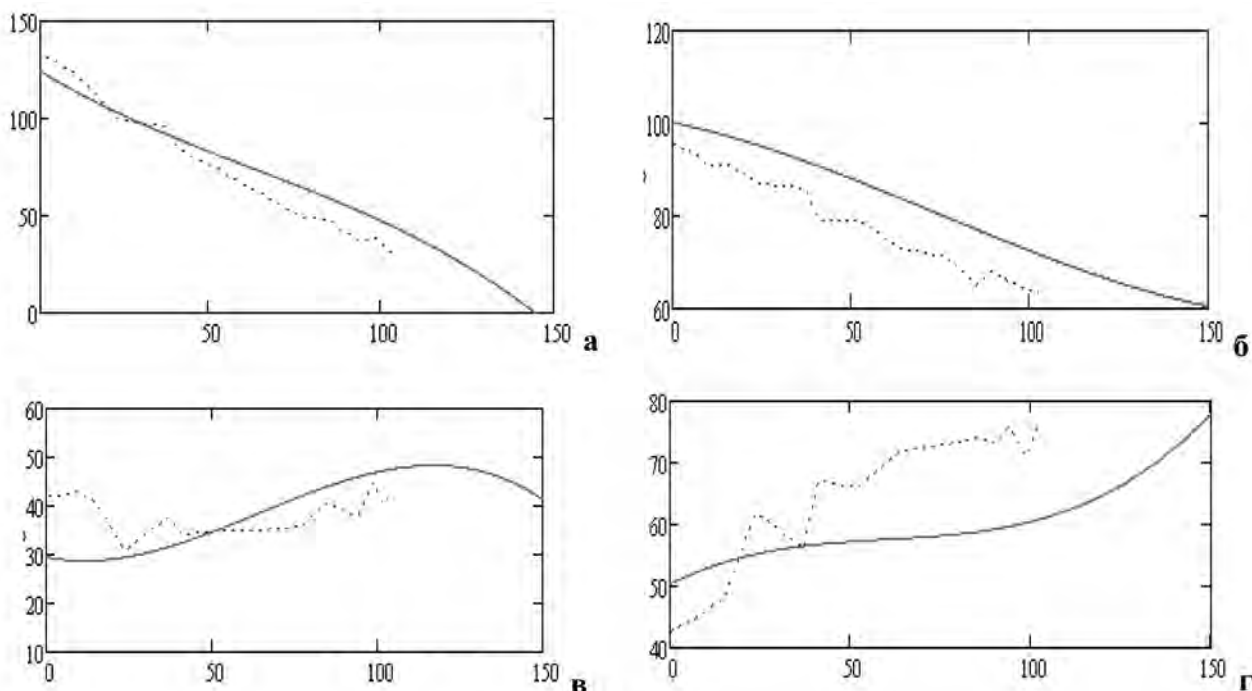
Отже, відхилення в 2 та більше сигми за математичними підрахунками свідчать про відмінність траєкторії руху досліджених КС від варіанта норми та наявні в них зміни.

Однак для повної картини розуміння змін у траєкторії руху компонентів того чи іншого суглоба необхідно детально розглянути графіки кривих.

Наводимо приклад результатів комплексного обстеження пацієнта після ендопротезування КС з відхиленням показників кореляції у три сигми (δ).

Пацієнтка К., 68 років, ендопротез лівого колінного суглоба, клінічна оцінка функції 55 балів (рис. 8).

На даних графіках кривих траєкторії руху компонентів КС за першою ознакою (графік кута f1) ми бачимо відповідність даного графіка графіку



**Рис. 8.** Хвора К. Ендопротез лівого КС: **а)** кут f1; **б)** кут f2; **в)** кут f3; **г)** кут f4 — вісь У, вісь Х — кут f0 z1—z4 — вказані кути здорового КС відповідно

траєкторії руху першої групи пацієнтів. Зміни з боку графіка кута, що характеризує рух у надколінниково-великогомілкового сегменті при збільшенні кута згинання в колінному суглобі 60 та більше градусів, починають відхилятися від усередненого графіка норми з тенденцією до погіршення. Більш значимі зміни відмічаються на графіках кривих кутів f3, f4, що є взаємодоповнюючими. Ці зміни визначають погіршення у траєкторії руху стегнового компонента та надколінника, яке під час руху коливається від нормальних значень до різких відхилень з тенденцією до погіршення на високих кутах згинання в КС. Максимальний кут згинання у даної пацієнтки становить 105 градусів.

Дані, отримані в результаті клініко-рентгенологічного обстеження трьох груп пацієнтів, наводимо в таблиці (табл. 1).

Після проведення всіх клінічних обстежень та математичної обробки отриманих даних кожному пацієнту присвоєно певне значення оцінки функціонування КС, а саме, всі пацієнти розподілені на чотири групи за якістю функціонування, як за даними клінічної оцінки функціонування, так і за ре-

зультатами рентгенкінематографії. За характером функціонування КС пацієнти розподілені на відмінне функціонування КС (85 балів та вище за клінічною шкалою оцінки функції КС та відсутністю відхилень обраних коефіцієнтів кореляції), добре — 75—85 балів та відхилення коефіцієнтів кореляції в 1 сигму ( $\delta$ ), задовільно — 65—75 балів, відхилення коефіцієнтів кореляції у 2 сигми ( $\delta$ ), незадовільне — менше 65 балів за клінічною шкалою та відхилення коефіцієнтів кореляції у 3 сигми ( $\delta$ ).

Проведена статистична обробка отриманих даних, яка демонструється на діаграмах (рис. 9 а—в).

На даних діаграмах також приводиться порівняння отриманих значень функціонування КС в обраних нами трьох груп пацієнтів за клінічними та рентгенкінематографічними показниками. В кожній групі у відсотках визначено ступінь якості функціонування.

**Висновки.** У результаті проведеної роботи отримані величини, які характеризують ступінь відмінності контрольних описів (норми) з аналізованими (ОА III ст., ендопротезовані КС). Графіки кривих руху кісткових компонентів КС візуально

Таблиця

**Порівняння клінічних та рентгенкінематографічних показників функції КС**

Група	Клінічна оцінка функції (Knee-Rating Scale), середні бали	RR	TT	QM
I (норма)	90 ( $\pm 10$ )	4,7 $\pm$ 1,5	11,2 $\pm$ 2,8	6,9 $\pm$ 2,1
II (ОА III ст.)	30 ( $\pm 15$ )	6,6 $\pm$ 2,9	15,5 $\pm$ 2,3	11,4 $\pm$ 1,5
III (ендопротез)	70( $\pm 15$ )	5,6 $\pm$ 2,1	14,6 $\pm$ 1,8	10,8 $\pm$ 2,8

**а**



**б**



**в**



**Рис.9.** Клінічна та математична оцінка функції КС: **а)** здоровий суглоб; **б)** Остеоартроз КС III ст.; **в)** ендопротезовані КС

відображають відмінності функціонування між здоровими КС та у пацієнтів з ОА III ст., ендопротезами. Запропоновані ознаки відображають динаміку руху компонентів КС та безпосередньо характеризують кожного з них. За даними кутів  $\alpha$  можна оцінити відмінності руху в різних відділах КС.

Запропонована методика дозволяє отримати кількісну оцінку траєкторії руху в КС як на етапі діагностики захворювання, так і при оцінці якості ендопротезування. Отримані результати дають підставу провести кореляцію клінічних та рентгенкінематографічних результатів.

ЛІТЕРАТУРА

1. Зазірний І.М. Хірургічне лікування остеоартрозу колінного суглоба / І.М.Зазірний, М.К.Терновий. — К.: Навчальна книга, 2005. — 190 с.
2. Зазірний І.М. Класифікація моделей тотальних ендопротезів колінного суглоба / І.М.Зазірний // Ортопедія, травматологія та протезування. — 2008. — №4 — С.112—115.
3. Косинская Н.С. Дегенеративно-дистрофические поражения костно-суставного аппарата / Н.С. Косинская / Л.: Медгиз, 1961. — 196 с.
4. Мителева З.М. Исследование напряженно-деформированного состояния проксимального конца бедренной кости методом конечных элементов / З.М. Мителева, В.П. Сухинин, Г.М. Меллерович // Ортопедия, травматология и протезирование. — 1984. — №12. — С.16—19.
5. Михальченко О.М. Кількісна оцінка функції колінного суглоба / О.М.Михальченко // Променева діагностика, променева терапія. — К., 2008. — №3—4. — С.82—84.
6. Banks S.A. Accurate measurement of three-dimensional knee replacement kinematics using singleplane fluoroscopy / S.A. Banks, W.A. Hodge // Transactions on Biomedical Engineering. 1996. — Vol.43. — P. 638—649.
7. Bingham J. An optimized image matching method for determining in-vivo TKA kinematics with a dual-orthogonal fluoroscopic imaging system/ J. Bingham, G. Li // J. Biomech Eng. — 2006. — Vol. 128. — №4. — P.588—595.
8. Bopp H. Postoperative Behandlung nach Alloarthroplastik des H?ffgelenks / H. Bopp // M?nchen: Schwarzeck Verl. — 1995. — P.215.
9. Brekelmans W.A.M. A new methods to analyze the mechanical behavior of skeletal parts / W.A.M. Brekelmans, H.W. Poort, T.J.J. Sloof // Acta Orthopedia Scand. — 1972. — Vol. 43, №5. — P. 301—317.

**РЕЗЮМЕ.** Актуальной проблемой ортопедии является восстановление функции суставов при дегенеративно-дистрофических заболеваниях. Наиболее радикальным методом лечения остеоартроза III ст. коленного сустава (КС)

является тотальное эндопротезирование. Недостаточно изученным является этап восстановления опорной функции КС после эндопротезирования. Известно, что метод динамической рентгенокинематографии способствует выяснению причин нестабильности компонентов эндопротеза КС. Предложено провести математический анализ движений в КС по четырем углам (f1, f2, f3, f4). В результате получены величины, характеризующие степень различий движений нормального и эндопротезированного суставов. Графики кривых движения костных компонентов КС визуально отражают различия здорового сустава, сустава при остеоартрозе III ст. и эндопротезированного сустава. Предложенные показатели отражают динамику движения компонентов КС и непосредственно характеризуют каждый из них в разных отделах КС.

**SUMMARY.** One of issues of the modern day orthopedy there is proceeding in the function of joints at degenerative — dystrophic diseases by new surgical technologies. The most radical method of treatment of osteoarthrosis of item of kneent is total endoprosthesis. To this time such material point of rehabilitation is not enough studied after endoprosthesis, as proceeding in the supporting function of the operated extremity. It is known that for help the method of dynamic X-ray promotes study of reasons of components instability of a knee endoprosthesis. Conducting the mathematical analysis of motions in a knee is made to order after four corners (f1, f2, f3, f4). As a result of the conducted work sizes which characterize the degree of difference of control descriptions (norms) with analysable are got (osteoarthrosis III, of knee endoprosthesis). The graphic arts of curves of motion of bone components of knee by sight represent the differences of functioning between healthy knee and for patients with osteoarthrosis III, by endoprosthesis. The offered signs represent the dynamics of motion of components of knee and directly characterize each of them. For it is possible to estimate the differences of motion information of corners (f) in the different departments of knee.

## Реферативная информация

# Методы оптико-акустической диагностики биотканей

Т. Д. Хохлова, И. М. Пеливанов, А. А. Карабутов  
Акустический журнал. — 2009. — Т.55. — № 4—5. — С. 672—683

Лазерная оптико-акустическая (ОА) диагностика основана на термоупругом возбуждении ультразвуковых сигналов в среде при поглощении импульсного лазерного излучения. Профиль давления такого ультразвукового (или ОА) сигнала несет информацию о распределении тепловых источников в среде, поэтому по ОА сигналам можно судить о распределении в исследуемой среде поглощающих неоднородностей. Основными направлениями исследований в медицине и биологии являются разработка систем регистрации ОА-сигналов, методов обработки сигналов и алгоритмов построения ОА-изображений. Представлен обзор последних разработок в этих направлениях и обсуждены перспективы.