

СИСТЕМА ОЦІНКИ ДЕФОРМАЦІЙ КОРОНАРНИХ АРТЕРІЙ ПРИ СТЕНТУВАННІ АБО АОРТО-КОРОНАРНОМУ ШУНТУВАННІ

**Г.В. КНИШОВ, Є.А. НАСТЕНКО, А.О. МАТВІЙЧУК, С.В. САЛО,
Є.О. ЛЕБЕДЄВА, О.Г. КИСЕЛЬОВА, М.В. ЧЕХОВОЙ**

Розглянуто проблему переломів та рестенозів стентів. Сформульовано гіпотезу, що циклічні (систоло-діастолічні) механічні деформації коронарних артерій є патогенетичним фактором розвитку рестенозу в стенті. Йдеться про створення програмної системи для автоматизації запропонованої методики оцінки деформацій коронарних артерій під час вибору методу ревааскуляризації міокарду — стентування або аорто-коронарне шунтування. Реалізовано алгоритм підтримки прийняття рішень лікарем-кардіохірургом, що дозволяє врахувати циклічні деформації коронарних артерій при оцінці оптимального методу хірургічного втручання під час проведення коронарографії. Розроблена програмна система відображає 3D-реконструкцію коронарних артерій. Отримані результати дозволяють сподіватись на поліпшення віддалених результатів лікування, зниження ймовірності повторної госпіталізації, а також зменшення вартості самого лікування.

ВСТУП

Сучасна медицина неможлива без застосування інформаційних технологій та розробки систем підтримки прийняття рішень лікарями різних спеціалізацій. Найпоширенішими у світі є серцево-судинні захворювання, де ішемічна хвороба серця є однією з основних [1]. Одними з провідних методів лікування ішемічної хвороби серця (ІХС) на сьогодні є аорто-коронарне шунтування (АКШ) і стентування.

Методика стентування [2] коронарних артерій є найменш травматичним методом інтервенційного лікування ішемічної хвороби серця. Однак, проблема перелому та рестенозу стента залишається навіть під час застосування стентів з лікарським покриттям, вартість яких значно перевищує вартість звичайних стентів, а також методу аорто-коронарного шунтування на працюючому серці.

Саме тому потрібно визначити чіткі показання та протипоказання для обох вказаних методів лікування ІХС. Існуючі комп'ютерні діагностичні системи не містять достатньо ефективних методів та засобів для вирішення цієї задачі.

Рестеноз коронарної артерії (КА) в місті стентування, або злам стенту є вкрай небажаним ускладненням ендоваскулярної хірургії. Є підстави вважати, що одну з провідних ролей у виникненні цього ускладнення відіграє фактор механічної деформації коронарних артерій, який потребує кількісної оцінки.

Однозначної відповіді на питання, в яких ділянках КА не рекомендована імплантація стента, яка може призвести до його рестенозу або зламу, на сьогодні немає.

Вибір методу реваскуляризації міокарда (стентування або аорто-коронарне шунтування (АКШ)) є предметом системного аналізу і вимагає обробки великого об'єму різнопланової інформації. При цьому, рішення має прийматися безпосередньо під час коронарорентрикулографії, тобто в умовах обмеження часу.

Врахування циклічних деформацій КА під час прийняття рішень щодо вибору оптимального методу реваскуляризації міокарда (стентування або АКШ) дає підстави сподіватись на поліпшення віддалених результатів лікування, зниження ймовірності повторної госпіталізації, а також зменшення вартості самого лікування.

Саме тому, створення програмної системи, яка у реальному часі має вирішувати ці завдання є актуальною задачею.

Авторами сформульовано гіпотезу, що циклічні (систоло-діастолічні) механічні деформації КА є патогенетичним фактором розвитку рестенозу в стенті, а зони суттєвих циклічних деформацій КА є мішенню для утворення атеросклеротичних бляшок.

З метою перевірки запропонованої гіпотези створено програмне забезпечення, що дозволило провести розрахунки поздовжніх та поперечних відносних деформацій КА.

У подальшому програмне забезпечення було трансформоване у систему підтримки прийняття рішень щодо вибору оптимального методу хірургічного втручання: стентування або шунтування.

Мета роботи — розробити методику оцінки деформацій коронарних артерій під час вибору методу реваскуляризації міокарда: стентування або аорто-коронарне шунтування та програмну систему підтримки прийняття рішень лікарем-кардіохірургом щодо вибору оптимального способу хірургічного лікування пацієнтів з ішемічною хворобою серця.

Клінічні дані, використані під час дослідження. Проаналізовано дані коронарорентрикулографій (КВГ) 14 пацієнтів із рестенозом у стенті, яким КВГ та стентування КА виконувалось у ДУ НІССХ ім. М.М. Амосова НАМН України.

АНАЛІЗ ДЕФОРМАЦІЙ КА ПІД ЧАС ВИБОРУ ВАРІАНТІВ ХІРУРГІЧНОГО ЛІКУВАННЯ ІШЕМІЧНОЇ ХВОРОБИ СЕРЦЯ: СТЕНТУВАННЯ, АОРТО-КОРОНАРНЕ ШУНТУВАННЯ

У роботі розраховано відносні деформації ділянок КА зі стенозом до стентування з використанням коронарограми наприкінці систоли та діастолі. Вимірювання деформацій було виконано за допомогою розробленого в роботі програмного забезпечення.

Структура програмної системи

У процесі проведення діагностичної процедури виконують завантаження отриманих зображень артерій в систолі та діастолі та розміщують кольорові маркери для виділення контурів артерій, деформацію яких необхідно розра-

хувати. Схему алгоритму підтримки прийняття рішень щодо імплантації стентів або АКШ представлено на рис. 1.

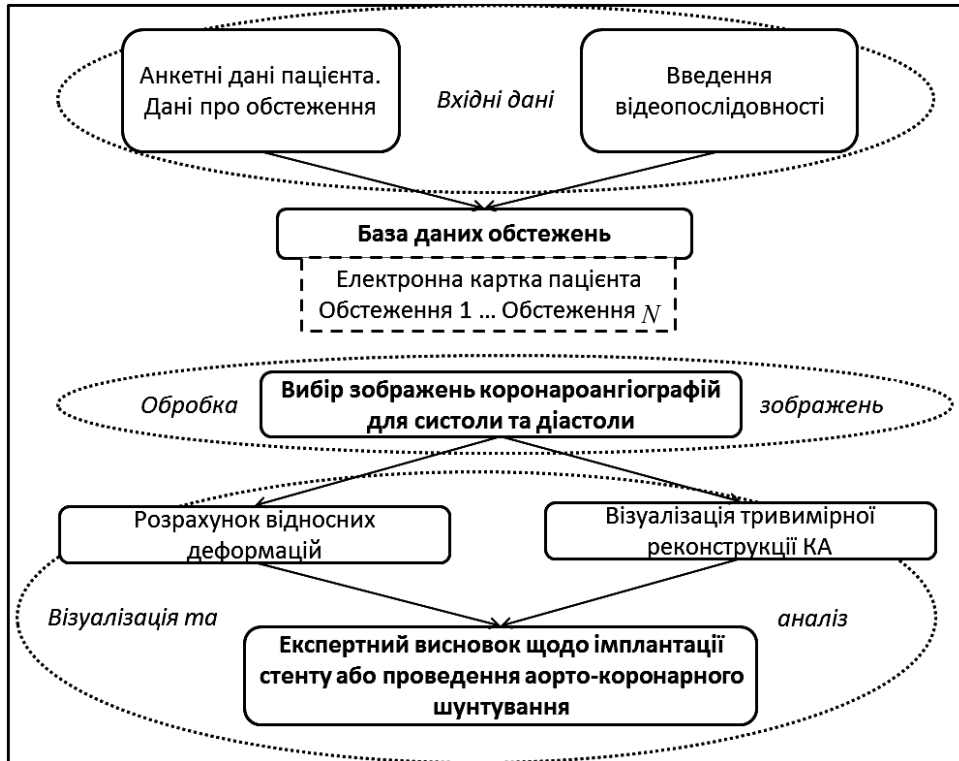


Рис. 1. Структурна схема алгоритму підтримки прийняття рішень щодо імплантації стентів або АКШ

Оцінка відносних деформацій КА

На першому етапі деформації КА визначалися у тривимірному просторі (рис. 2), який відтворювався за двома ортогональними проекціями поверхні серця.

Відносні деформації у тривимірному вигляді були розраховані як відносна різниця евклідових відстаней у тривимірному просторі:

$$\varepsilon_{L_i} = \left(\frac{\sqrt{(x_{d_1} - x_{d_2})^2 + (z_{d_1} - z_{d_2})^2 + (y_{d_1} - y_{d_2})^2}}{\sqrt{(x_{c_1} - x_{c_2})^2 + (z_{c_1} - z_{c_2})^2 + (y_{c_1} - y_{c_2})^2}} - 1 \right) \times 100\%,$$

де $\sqrt{(x_{c_1} - x_{c_2})^2 + (z_{c_1} - z_{c_2})^2 + (y_{c_1} - y_{c_2})^2} = L_{A_i B_i}$ — геометрична відстань між двома характеристичними точками в кінці систоли, причому $z_{c_1} = z_{c_2}$:

$\sqrt{(x_{d_1} - x_{d_2})^2 + (z_{d_1} - z_{d_2})^2 + (y_{d_1} - y_{d_2})^2} = L_{C_i D_i}$ — геометрична відстань між двома характеристичними точками в кінці діастолі, причому $z_{d_1} = z_{d_2}$:

$x_{d_1}, x_{d_2}, y_{d_1}, y_{d_2}, z_{d_1}, z_{d_2}$ — координати точок у кінці діастолі на першій та другій ортогональних проекціях; $x_{c_1}, x_{c_2}, y_{c_1}, y_{c_2}, z_{c_1}, z_{c_2}$ — координати точок в кінці систоли на першій та другій ортогональних проекціях.

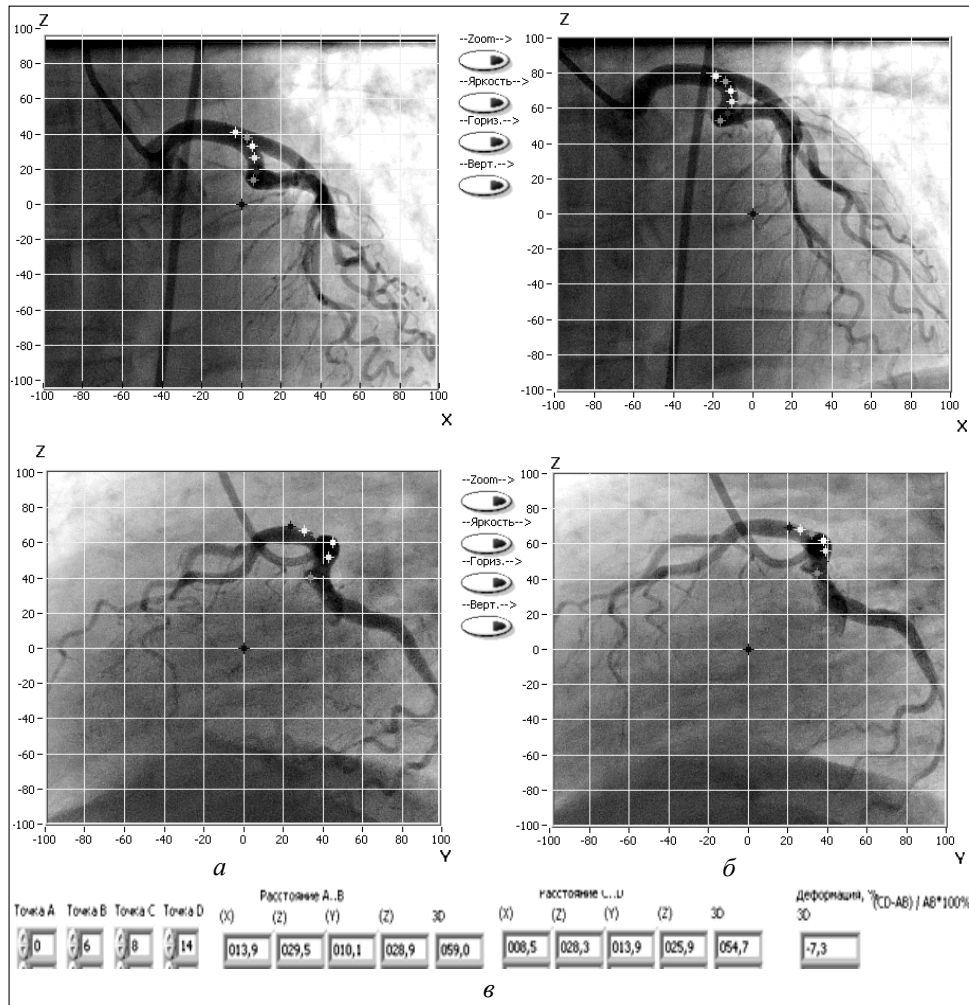


Рис. 2. Графічний інтерфейс користувача програмної системи: а — модуль виводу двох ортогональних зображень у кінці систоли; б — модуль виводу двох ортогональних зображень у кінці діастоли; в — розрахунок відносних повздовжніх деформацій

Розроблена програмна система дозволила за допомогою двох ортогональних проєкцій в кінці систоли та діастоли реалізувати 3D-реконструкцію коронарних артерій (рис. 3), що дало змогу розширити можливості методу КВГ за рахунок додаткової оцінки конфігурації та анатомічних особливостей КА.

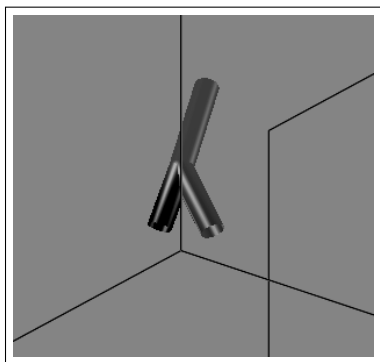


Рис. 3. Графічне поле з 3D-реконструкцією ділянки КА

Для забезпечення потреб клінічної практики в роботі вирішено спростити розрахунок тривимірних відносних повздовжніх та поперечних деформацій, відтворюваних по двом ортогональним проєкціям, виконавши перехід до площин, в яких проводиться відео фіксація КА та вибирати для наступного аналізу ту проєкцію КА, в якій спостерігається її максимальна систолодіастолічна деформація (рис. 4).

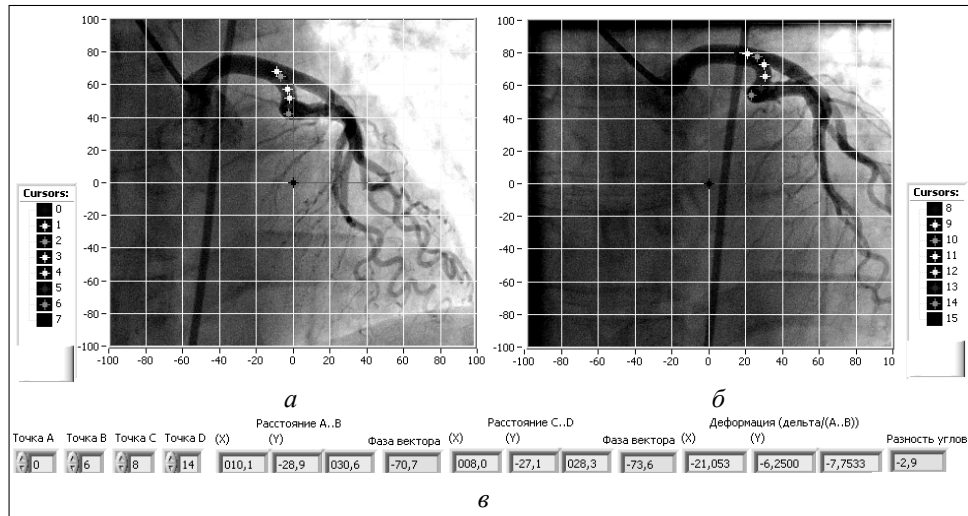


Рис. 4. Графічний інтерфейс користувача програмної системи: *a* — модуль виводу зображень у кінці систоли; *б* — модуль виводу зображень у кінці діастоли; *в* — розрахунок відносних повздожніх деформацій

Помічено, що пошкодження стенту проявляються при його циклічному пласкому згині. Це відбувається тоді, коли КА пролягає в області великих повздожніх деформацій поверхні шлуночка.

Відносні деформації в окремих проекціях були розраховані за формулою відносного подовження:

$$\varepsilon_{L_i} = \frac{L_{C_i D_i} - L_{A_i B_i}}{L_{A_i B_i}} \times 100\%,$$

де $L_{A_i B_i} = \sqrt{(x_{c_1} - x_{c_2})^2 + (y_{c_1} - y_{c_2})^2}$ — найкоротша геометрична відстань між початком і кінцем розглянутої ділянки КА в кінці систоли; $L_{C_i D_i} = \sqrt{(x_{d_1} - x_{d_2})^2 + (y_{d_1} - y_{d_2})^2}$ — найкоротша геометрична відстань між початком і кінцем розглянутої ділянки КА в кінці діастоли.

Крім того, розроблене програмне забезпечення дозволяє розраховувати ангуляцію (рис. 5) та кривизну (рис. 6) КА.

На рис. 5, *a* представлено КА в кінці систоли зі стенозом, ангуляція дорівнює $66^\circ (48^\circ + 18^\circ)$: перший згиб — $48^\circ (180^\circ - 132^\circ)$, а другий згиб — $18^\circ (180^\circ - 162^\circ)$.

На рис. 5, *б* представлено КА в кінці діастоли зі стентом, ангуляція дорівнює $45^\circ (36^\circ + 9^\circ)$: перший перегин — $36^\circ (180^\circ - 144^\circ)$, а другий перегин — $9^\circ (180^\circ - 171^\circ)$.

Кривизна визначалася як величина, зворотна радіусу кола, проведеного дотично до осової лінії.

Порівняльний аналіз результатів застосування обох методів показав, що розраховані зміщення та деформації КА за двома ортогональними проекціями (чотирьом зображенням) практично співпадали з даними, отриманими під час вибору однієї проекції (два зображення) (рис. 3, 4). Тобто, навіть без тривимірного відтворення отримані результати цілком прийнятні для вирі-

шення вибору оптимального методу лікування, особливо безпосередньо під час проведення коронарографії, коли час є обмеженим.

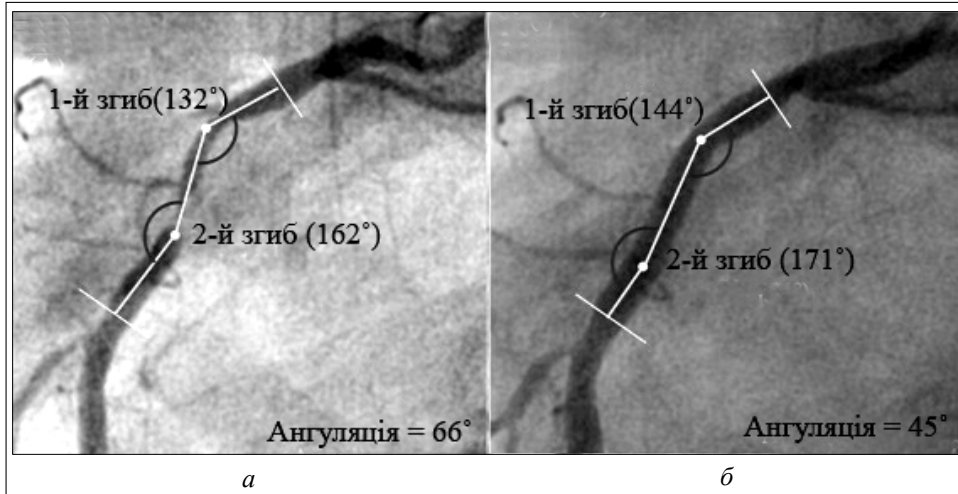


Рис. 5. Розрахунок ангуляції в кінці систоли *а* та діастоли *б*

Саме тому, для аналізу коронарографій у цьому дослідженні застосовано метод розрахунку відносних деформацій, що оснований на виборі проекції КА, в якій спостерігається максимальна її систоло-діастолічна деформація.

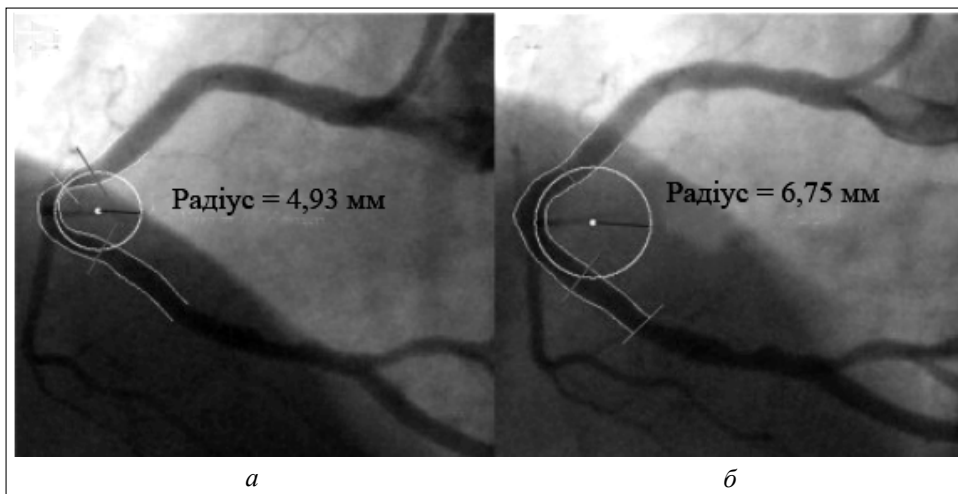


Рис. 6. Розрахунок кривизни в кінці систоли *а* та діастоли *б*

РЕЗУЛЬТАТИ АНАЛІЗУ

Проведений аналіз коронарографій 14 пацієнтів показав, що у переважної більшості хворих із рестенозом у стенті, до стентування повздожня деформація перевищувала 10% і цей показник співпадав з пороговим рівнем повздожньої відносної деформації, який було розраховано в наших попередніх дослідженнях [3] і після якого виникає звивистість КА. В нашому випадку повздожні деформації відповідають ступеню згину ділянки КА, що розглядається.

На рис. 7 показано звужену ділянку КА до стентування. Відносна повздовжня деформація КА в ділянці стенозу дорівнювала 19,6%. Після встановлення стенту в цю ділянку з часом розвинувся рестеноз у стенті. Це дає підстави вважати, що причиною, яка зумовила рестеноз стента, була велика відносна деформація КА.

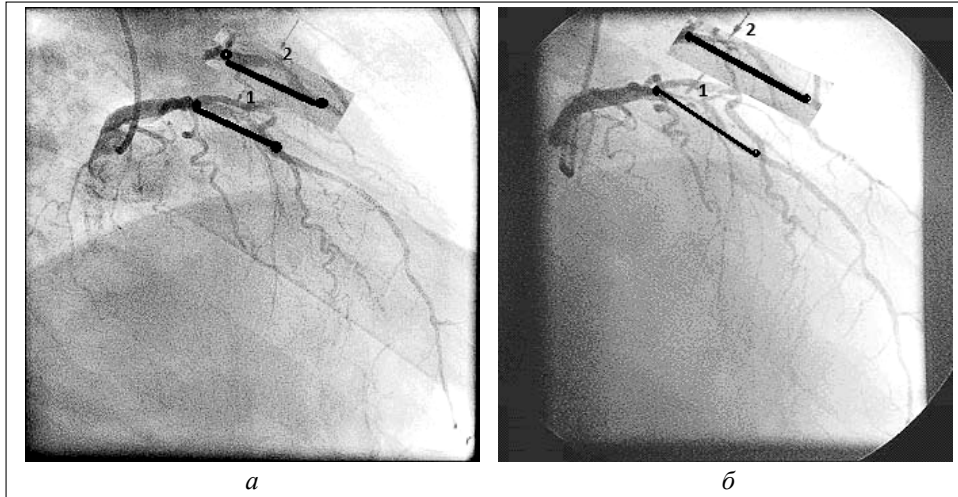


Рис. 7. Коронарограми пацієнта з рестенозом у стенті: а — стенозована ділянка КА до постановки стента: 1 — зона стенозу в систолу, 2 — зона стенозу в діастолу; б — ділянка КА з рестенозом в стенті (1 — в систолу, 2 — в діастолу)

Для подальшого аналізу розглянуто коронарограми пацієнтів зі стенозами КА, яким проводилось стентування КА не менш як за 5 років до нашого дослідження і повторних звернень цих пацієнтів з приводу рестенозу у стенті не було. Відносна повздовжня деформація КА в ділянці стенозу [4] (до встановлення стента) у всіх випадках знаходилась у межах від 0% до 8%, тобто була істотно меншою, ніж 10%.



Рис. 8. Коронарограма пацієнта зі стенозом КА в систолу (1) та діастолу (2) та без ознак у подальшому рестенозу в стенті

На рис. 8 показано коронарограму одного з таких пацієнтів: відносна повздовжня деформація КА в ділянці стенозу дорівнювала 0,27%.

Апробація розробленої програмної системи показала її придатність для клінічного застосування. Система оцінки деформацій КА дозволяє значно спростити процес прийняття рішень лікарем-кардіохірургом щодо методу корекції стенозу коронарних артерій.

ВИСНОВКИ

Розроблено програмну систему, яка може бути цінним інструментом для підтримки прийняття рішень лікарем-кардіохірургом щодо імплантації стентів або проведення аорто-коронарного шунтування під час коронарографії.

Автоматизований аналіз деформацій коронарних артерій показав, що поздовжні деформації, які перевищують 10%, супроводжуються високим ризиком розвитку рестенозу або перелому стентів. У цьому випадку рекомендується застосовувати шунтування.

Коректний вибір варіанту втручання — коронарне стентування або аорто-коронарне шунтування, дозволить знизити частоту перелому стентів, підвищити ефективність лікування та покращити якість життя хворих з ішемічною хворобою серця.

Точне врахування деформацій дозволить знизити загальну вартість процедури внаслідок зниження вимог до покриттів стентів, які запобігають їх рестенозуванню.

ЛІТЕРАТУРА

1. Горбачев В. Ишемическая болезнь сердца. — Минск: Вышэйшая школа, 2008. — 480 с.
2. Савченко А.П., Черкавская О.В., Руденко Б.А. Интервенционная кардиология. Коронарная ангиография и стентирование. Руководство. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2010. — 448 с.
3. Настенко Є.А., Матвійчук А.О. Дослідження особливостей звивистості коронарних артерій // Восточно-европейский журнал передовых технологий. — 2012. — № 5. — С. 25–29.
4. Nastenko Ye., Matviychuk A.O., Lebedeva E.O. Predicting the risk factors of coronary tortuosity // Cybernetics and Systems Analysis. — 2013. — 49, Issue 5. — P. 720–726.

Надійшла 17.02.2014