

УДК 616-073.7:616.71-007.234

РОЗРОБКА МЕТОДИКИ ДІАГНОСТИКИ ОСТЕОПОРОЗУ

© Лютак З.П., Луців В.М., 2005

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

Запропоновано методику для діагностування остеопорозу шляхом аналізу зсуву фаз ультразвукового сигналу. Приведено функціональну схему пристрою

По значимості проблем ранньої діагностики, лікування і профілактики остеопороз займає серед захворювань четверте місце після серцево-судинної системи, онкологічних патологій і цукрового діабету. Це обумовлено його широкою поширеністю, багатofакторною природою, а в ряді випадків і смертністю в результаті переломів проксимального відділу стегнової кістки.

Основною причиною виникнення остеопорозу є зменшення мінеральної щільності кісткової тканини (МЩКТ) в результаті зменшення кальцію в організ-

мі (табл. 1).

Якщо розглядати скелет людини з точки зору інженерії, то він зазнає постійного процесу ремоделювання (близько 8% на рік). Кістка людини складається з клітин – остеокластів, які забезпечують процес „руйнування” кісткової тканини, та остеобластів, які забезпечують процес „відновлення” кісткової тканини. Саме концентрація солей кальцію в організмі людини впливає на кількість остеокластів та остеобластів.

Таблиця 1 - Мінеральна густина кісткової тканини різних частин скелету людини

Частини скелету людини	Мінеральна густина кісткової тканини (г/см ³)
Голова	2,448±0,04
Руки	0,909±0,02
Ноги	1,170±0,01
Тулуб	0,964±0,01
Ребра	0,715±0,02
Таз	1,192±0,02
Хребет	1,222±0,02
Грудний відділ хребта	1,188±0,02
Поперековий відділ хребта	1,294±0,04

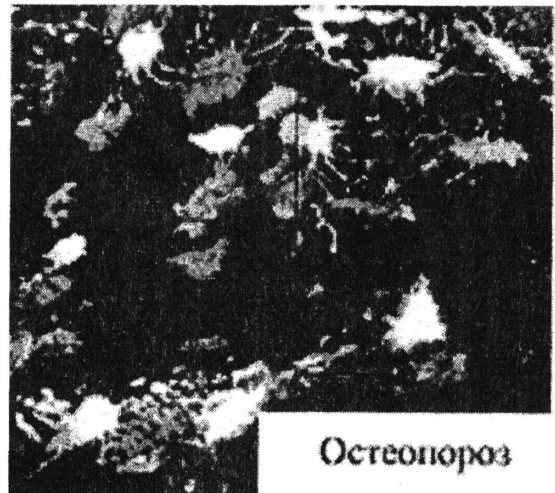


Рис. 1. Структура кістки людини

Як видно з рис. 1 при наявності остеопорозу густина кістки зменшується (темні ділянки), а її структура змінюється в залежності від стадії хвороби.

Упродовж останніх років досягнуто значного прогресу в розвитку неінвазивних методів оцінки стану скелета. Найбільше поширення отримали рентгенівська і ультразвукова денситометрії та кількісна комп'ютерна томографія [1].

Метод кількісної комп'ютерної томографії дозволяє кількісно аналізувати ступінь поглинання рентгенівського випромінювання різними тканинами і визначати справжню об'ємну щільність (мг/см^3) губчастої і компактної тканин будь-якої ділянки скелета. Внаслідок томографування створюється карта рентгенівських коефіцієнтів поглинання, що виражаються одиницями Hounsfield (H) [1]. Денситометричні показники вимірюються як результат загального поглинання рентгенівських променів у об'ємному елементі скана комп'ютерного томографа і є сумою всіх поглинань різних тканин. Для перерахунку денситометричних показників у значення мінеральної щільності кістки використовують спеціальні аналітичні програми і калібровочний фантом із відомим еквівалентом кісткових мінералів [1].

Даний метод має наступні недоліки:

- фіксує наявність остеопорозу при втраті МЩКТ приблизно на 30%;
- відбувається опромінення людини.

Кількісна ультразвукова денситометрія (КУЗД) або ультрасонометрія - це загальноприйнятий метод оцінки кісткової тканини, що ґрунтується на вимірюваннях швидкості поширення ультразвуку по кістці. Досить широко в клінічній практиці використовується ультразвуковий діагностичний прилад ЗОМ-01ц, за допомогою якого можна вимірювати час проходження ультразвуку через ділянку, що досліджується. Прилад надає можливість отримувати дані про швидкість проходження ультразвукових коливань, на підставі яких можна судити про щільність кісткової тканини. Даний метод дозволяє проводити дослідження в ділянках променевої, ліктьової, великої гомілкової, п'яtkової кісток; середніх фаланг II-го і III-го пальців кисті, а також у ділянках нижньої щелепи, груднини тощо [1].

Результати вимірювань подаються на цифровому індикаторі. Датчики, що передають і приймають імпульси, фіксують на бічних поверхнях досліджуваних ділянок. Для усунення впливу м'яких тканин на результати вимірювань застосовують метод подвійного вимірювання. Метод є високочутливим і дозволяє виявляти ранні ознаки рарифікації кісткової тканини (втрата МЩКТ до 4 %).

Вимірювання швидкості ультразвуку (ШУ) у пацієнта може проводитися методами віддзеркалення або трансмісії. Проте відносно оцінки кісткової

тканини на даний момент в комерційних приладах застосовується трансмісійний метод, здійснюваний двома ультразвуковими датчиками (передавач і приймач), розташованими по обидві сторони досліджуваної ділянки кістки. При дослідженні кістки п'яти використовуються три різні методи обчислення ШУ: швидкість в п'яті (кістка п'яти плюс м'які тканини), швидкість в кістці (тільки кістка п'яти) і „чиста” ШУ (між датчиками, розташованими на фіксованій відстані і при постійній товщині п'яти). При цьому обчислені показники швидкості при вказаних варіантах мають незначні відмінності, але тісно корелюють один з одним [2,3,4].

Широкосмугове ослаблення ультразвуку (ШОУ) викликано тим, що енергетична сила ультразвукової хвилі знижується внаслідок розповсюдження, розсіювання, поглинання і перетворення в кістці, кістковому мозку і м'яких тканинах. В губчастій кістковій тканині переважає механізм розсіювання. Апарати, що вимірюють ШОУ в клінічній практиці, використовують метод заміни, який був запропонований раніше. ШОУ визначається в кістці п'яти і показує залежність густини кістки від частоти ультразвуку. Ця залежність є приблизно лінійною в діапазоні $0,1 \div 1$ МГц. Динаміка ШОУ як функції від частоти визначається шляхом порівняння референтного спектру амплітуди із спектром досліджуваної вибірки. Ослаблення ШОУ вимірюється в дБ/МГц і описується лінійною регресією спектральної відмінності амплітуд.

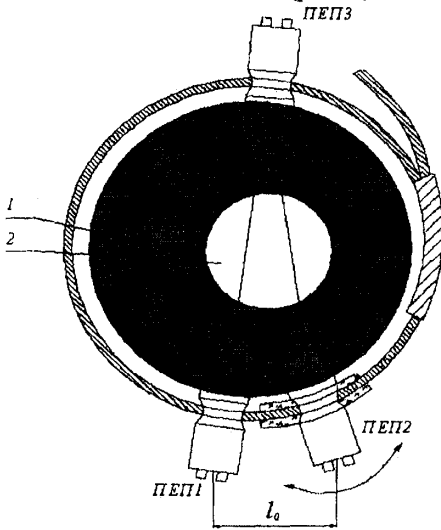
З метою забезпечення лікарів клінічно значущим параметром фірми „Lunar” і „Hologic” запропонували ще одну змінну, яка є комбінацією ШОУ і ШУ. „Lunar” назвав її „Stiffness” (індекс міцності – ІМ), „Hologic” – кількісний ультразвуковий індекс (КУІ). Об'єднання ШОУ і ШУ в окремий параметр підвищує точність оцінки. Крім того, з погляду клінічної інтерпретації окремий параметр, такий як ІМ або КУІ, спрощує інтерпретацію результатів дослідження [3].

Незважаючи на певні досягнення в ультразвуковій денситометрії, всі методи діагностування остеопорозу за допомогою ультразвуку, що використовують різні методики визначення ШУ, поєднані тим, що визначення швидкості поширення ультразвуку при їх використанні є неточним і залежить від багатьох факторів, зокрема від товщини об'єкта контролю.

Новий підхід полягає в тому, що рекомендується визначати ШУ за зсувом фази $\Delta\varphi$ отриманого інформаційного сигналу відносно сигналу п'езоперетворювача.

Найбільш точним методом контролю є вимірювання зсуву фази між сигналами, які проходять через об'єкт контролю (ОК) від давачів, що знаходяться на

певній відстані один від одного (рис. 2).



1 – м'які тканини; 2 – кістка великогомілкової

Рис. 2. Розміщення датчиків

ПЕП1 та ПЕП2 знаходяться на відомій відстані l_0 один від одного, причому віддаль l_0 можна зміню-

вати. ПЕП3 знаходиться на протилежній поверхні від ПЕП1 та ПЕП2. Збудження датчиків проходить одночасно і коливання передаються на ПЕП3. Оскільки віддаль поширення ультразвукових коливань буде різною, то фаза сумарного сигналу буде відмінною від нуля.

Допустимо, що сигнали, які мають таку форму:

$$\begin{aligned} U_1 &= U_0 \cdot \cos(\omega \cdot t), \\ U_2 &= U_0 \cdot \cos(\omega \cdot t + \varphi) \end{aligned} \quad (3)$$

поступають на вимірювальний пристрій і задають початок та кінець відліку (рис. 3).

Частоту лічильних імпульсів визначають, помноживши частоту вхідної напруги U_1 в 360 раз. В момент переходу через нульові рівні вхідних напруг (наприклад, із від'ємних в додатні) U_1 і U_2 формують імпульси початку t_n і закінчення t_s інтервалу відліку (рис. 4).

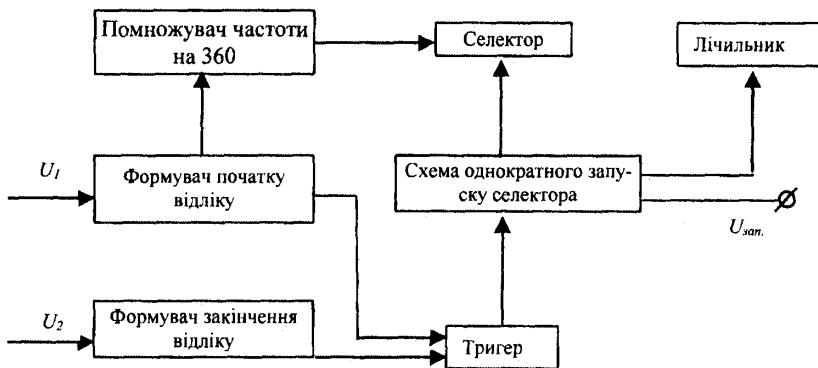
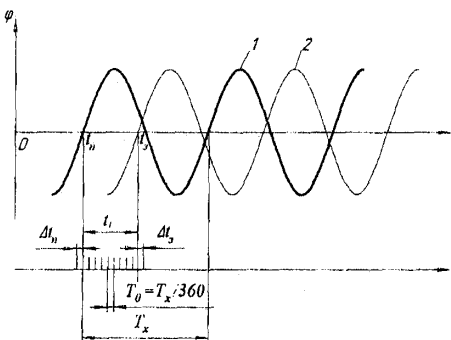


Рис. 3. Функціональна схема пристрою



1 – Сигнал з нерухомого п'єзоперетворювача (ПЕП1); 2 – Сигнал з рухомого п'єзоперетворювача (ПЕП2)

Рис. 4. Часова діаграма роботи остеоденситометра

Задані імпульси керують тригером, який відкриває селектор на час

$$T_1 = \frac{2\pi}{360\omega_x} \cdot \varphi, \quad (4)$$

де φ – фаза сигналу; ω_x – частота сигналу.

На протязі інтервалу T_1 лічильник фіксує N імпульсів, які слідують з періодом T_0 , тобто

$$T_0 = \frac{2\pi}{360\omega_x}. \quad (5)$$

Очевидно, що

$$T_1 = N \cdot T_0 + \Delta t_n - \Delta t_s = N \cdot T_0 - \Delta t, \quad (6)$$

де Δt_n і Δt_s - похибки дискретності; $\Delta t = \Delta t_n - \Delta t_s$; N - множник.

На основі (4) і (5) отримаємо, що

$$\varphi = N - \frac{360 \cdot \omega_x}{2\pi} \cdot \Delta t = N - 360 \cdot f_x \cdot \Delta t \quad (7)$$

Завжди початок відліку можна привести до нуля і тому $\Delta t_n = 0$, а Δt_s може приймати значення в діапазоні $0 < \Delta t_s < T_0$ з середнім відхиленням

$$\Delta_c(\Delta t) = \Delta_c(\Delta t_s) - \Delta t_n = 0,5T_0 - \Delta t_n \quad (8)$$

Дана схема реалізує фазовий зсув на протязі одного періоду коливань досліджуваних сигналів. Усереднення багатократних вимірювань не приведе до зменшення складових похибки вимірювань із-за дискретності відліку.

Даний метод дає можливість визначити фазовий зсув ультразвукових коливань сигналів і таким

чином визначити акустичний імпеданс через густину речовини об'єкта контролю з високою точністю.

1. Нейко Є.М., Головач І.Ю., Митник З.М. Клінічні, інструментальні і лабораторні методи діагностики остеопорозу. Навчальний посібник. – Івано-Франківськ: в-во ІФДМА, 2001. – 54 с. 2. Поворознюк В.В., Подрушняк Е.П., Орлова Е.В. Остеопороз на Україні.- К., 1995.- 48 с. 3. Поворознюк В.В. // Ортопедія, травматологія та протезування. – 2001, №1.- С.112-118. 4. Поворознюк В.В. Ультразвукова денситометрія в оцінці структурно-функціонального стану костної тканини // Проблеми остеології.- 1999.- Т.2, № 3.- С. 35-45.

УДК 622.691:621.515

КОНТРОЛЬ ВІБРАЦІЙНОГО СТАНУ ГАЗОПЕРЕКАЧУВАЛЬНИХ АГРЕГАТІВ

© Заміховський Л.М., 2005

Івано-Франківський національний технічний університет нафти і газу

© Іванишин В.П., 2005

Долинське лінійне виробниче управління магістральних газопроводів

На основі розробленої стратегії оптимального розташування вібродавачів на корпусі газоперекачувальних агрегатів та використання wavelet-перетворення для обробки вібраційних сигналів показана можливість підвищення точності контролю вібраційного стану ГПА

Досвід експлуатації газоперекачувальних агрегатів (ГПА) показує, що розвиток більшості дефектів в них призводить до підвищення вібрації, що, в свою чергу, викликає швидке зношування вузлів і механізмів та є причиною передчасного виходу агрегатів з ладу. Рівень вібрації агрегату залежить від того, наскільки якісно він спроектований і зібраний. В умовах експлуатації встановлено, що між характеристиками вібрації машин і їх технічним станом існує прямий зв'язок [1]. Тому при визначенні ступеня небезпеки вібрації для ГПА в процесі його експлуатації необхідно знати граничні інтенсивності вібрації, тобто норми вібрації, при яких ще можна його експлуатувати на протязі тривалого періоду часу, або експлуатацію можна продовжити, але з обережністю і під постійним контролем, або ж подальша експлуатація може призвести до аварії, тому експлуатацію агрегата необхідно зупинити.

При нормуванні вібрації використовуються різноманітні підходи. Як правило, нормування вібрації базується на статистичному матеріалі та досвіді експлуатації установок даного класу. При відсутності статистичних даних можна задатися граничним збі-

льшенням вібрації на бдБ. Ця величина в зарубіжних стандартах [2,3] характеризує відмінність між сусідніми класами технічного стану механізму. При подвійній рівня вібрації рекомендується проводити ремонт механізму[4].

Задача нормування рівня вібрації ГПА полягає у виборі критерію нормування і принципу поділу станів. Вихідною інформацією для нормування стану ГПА є параметри віброакустичних процесів – вібропереміщення, віброшвидкість, віброприскорення, або похідні від них.

Вичерпною і простою характеристикою вібраційного стану машин вибрано термін “інтенсивність вібрації”, а на базі теоретичних положень і практичного досвіду за одиницю вимірювання інтенсивності вібрації вибрано середньоквадратичну величину вібраційної швидкості (ефективна віброшвидкість V_{ef}), яка визначається за формулою [5]

$$V_{ef} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T V^2(t) dt} \quad (1)$$

При нормуванні вібрації, як правило, визнача-