межвузовской научно-технической конференции аспирантов и студентов. – Иваново : ИГТА, 2005. – Ч.2. – С. 171–172.

7. Корицкий К.И. Основы проектирования свойств пряжи / Корицкий К.И.. – М.: Гизлегпром, 1963, - стр 246.

8. Barella A. Segregation of Component Fibers in Blended Yarns, J. Text Inst – 1959. – № 5.

Надійшла 13.11.2011 р.
Рецензент: д.т.н. Прохорова І.А.

УДК 677.017

В.Г. ЗДОРЕНКО, С.В. БАРИЛКО
Київський національний університет технологій та дизайну

УЛЬТРАЗВУКОВИЙ КОНТРОЛЬ ПОВЕРХНЕВОЇ ЩІЛЬНОСТІ ТКАНИН

Розглянуто методи та пристрої контролю поверхневої щільності тканин. Обґрунтована доцільність використання безконтактного ультразвукового методу контролю. Наведено результати теоретичних та експериментальних досліджень.

Methods and devices of the control of surface density of tissues are examined. The expediency of use of application of non-contact ultrasonic method of the control is proved. Results theoretical and experimental researches are resulted.

Ключові слова: поверхнева щільність, ультразвуковий контроль.

Вступ. Поверхнева щільність є одним із технологічних параметрів, значення якого визначає як експлуатаційні, так і споживчі властивості тканин. Для контролю поверхневої щільності тканин в наш час використовується ваговий метод згідно ГОСТ 3811-72. Для технологічного контролю поверхневої щільності тканин доцільно використовувати безконтактні методи контролю [1].

Постановка завдання. Метою даної статті є висвітлення проблеми підвищення точності безконтактного контролю поверхневої щільності тканин. Для контролю поверхневої щільності тканин можуть застосовуватися фотоелектричні прилади [2]. При цьому такі прилади мають велику похибку, яка виникає внаслідок нестабільної роботи джерела освітлення, при попаданні освітлення від сторонніх джерел, при значній запиленості навколишнього середовища в умовах виробництва, а також обмеженість діапазону значень вимірюваної величини. Одним із безконтактних методів, що може застосовуватися для контролю поверхневої щільності тканин, є ємнісний метод [3]. Однак, до недоліків ємнісних методів і засобів контролю слід віднести вплив на покази вимірюваної величини діелектричної проникності навколишнього середовища (яка, в свою чергу, залежить від вологості та температури навколишнього середовища), діелектричної проникності матеріалу, що контролюється, а також невисока чутливість до невеликої зміни вимірюваної величини. Тому ємнісні методи і засоби складно застосовувати для контролю поверхневої щільності тканин. Проведений аналіз технологічного контролю поверхневої щільності тканин показав, що доцільно застосовувати безконтактний ультразвуковий метод контролю [4]. В статті наведені результати теоретичних та експериментальних досліджень застосування ультразвукового безконтактного методу для контролю поверхневої щільності тканин.

Результати дослідження. Комплексний коефіцієнт проходження ультразвукового сигналу через тканину, використовуючи принцип суперпозиції [5], можна представити у такому вигляді

$$W = \frac{2 \cdot M}{\left(e^{d_{oy}\frac{\pi}{4}\left(-\alpha + j\frac{2\pi f}{c_2}\right)} + e^{d_{oy}\frac{\pi}{4}\left(\alpha - j\frac{2\pi f}{c_2}\right)} \right) - \left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2} \right) \left(e^{d_{oy}\frac{\pi}{4}\left(-\alpha + j\frac{2\pi f}{c_2}\right)} - e^{d_{oy}\frac{\pi}{4}\left(\alpha - j\frac{2\pi f}{c_2}\right)} \right)}, \quad (1)$$

де W – комплексний коефіцієнт проходження ультразвукового сигналу через тканину;

M – величина, що характеризує проходження частини ультразвукового сигналу через щілини тканини;

d_{oy} – сума діаметрів нитки основи та нитки утоку;

α – коефіцієнт згасання ультразвукового сигналу в матеріалі тканини;

f – частота ультразвукових коливань;

c_2 – швидкість розповсюдження ультразвукової хвилі в тканині;

Z_1, Z_2 – акустичні опори повітря та тканини відповідно.

Значення M можна записати як [5].

$$M = \frac{e^{d_{oy}\frac{\pi}{4}\left(-\alpha + j\frac{2\pi f}{c_2}\right)(\cos\nu - 1)} - \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right)^2 \cdot e^{d_{oy}\frac{\pi}{4}\left(-\alpha + j\frac{2\pi f}{c_2}\right)(\cos\nu + 1)}}{1 - \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}\right)^2 \cdot e^{2d_{oy}\frac{\pi}{4}\left(-\alpha + j\frac{2\pi f}{c_2}\right)\cos\nu}}, \quad (2)$$

де ν – кут між вектором хвилі, що відбивається від тканини у бік приймаючого перетворювача (перетворювача ультразвукового сигналу в електричну напругу), та самою тканиною.

Комплексний коефіцієнт проходження W можна записати ще як

$$W = \mathrm{Re}W + j\,\mathrm{Im}W = \frac{A}{A^2 + B^2} + j\,\frac{B}{A^2 + B^2}, \quad (3)$$

де $\mathrm{Re}W$, $\mathrm{Im}W$ – дійсна та уявна частини комплексного коефіцієнту проходження W.

Величини A і B із залежності (3) можна подати як

$$A = \left(ch\,\frac{\alpha d_{oy}\pi\cos\nu}{4} + \left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)\cdot sh\,\frac{\alpha d_{oy}\pi\cos\nu}{4}\right)\cdot\cos\frac{\pi^2 f\, d_{oy}\cos\nu}{2c_2}, \quad (4)$$

$$B = \left(sh\,\frac{\alpha d_{oy}\pi\cos\nu}{4} + \left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)\cdot ch\,\frac{\alpha d_{oy}\pi\cos\nu}{4}\right)\cdot\sin\frac{\pi^2 f\, d_{oy}\cos\nu}{2c_2}. \quad (5)$$

Підставивши вираз (2) у (1) та врахувавши, що величина $\left(\frac{2\pi f}{c_2} + j\alpha\right)d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu << 1$, дійсну $\mathrm{Re}W$ та уявну $\mathrm{Im}W$ частини комплексного коефіцієнту проходження W можна представити як

$$\mathrm{Re}W = \frac{1 + \alpha\left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu}{\left(1 + \alpha\left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu\right)^2 + \left(\frac{2\pi f}{c_2}\left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu\right)^2}, \quad (6)$$

$$\mathrm{Im}W = \frac{\frac{2\pi f}{c_2}\left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu}{\left(1 + \alpha\left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu\right)^2 + \left(\frac{2\pi f}{c_2}\left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu\right)^2}, \quad (7)$$

а модуль комплексного коефіцієнту проходження $|W|$ можна записати у вигляді

$$|W| = \frac{1}{\sqrt{\left(1 + \alpha\left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu\right)^2 + \left(\frac{2\pi f}{c_2}\left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu\right)^2}}. \quad (8)$$

Коли згасання в матеріалі тканини незначне (похибка не перевищує 2 %) і ним можна знехтувати $\alpha \approx 0$, залежність (8) можна подати як

$$|W| = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{2\pi f}{c_2}\left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu\right)^2}}. \quad (9)$$

Із залежності (9) можна виразити суму діаметрів d_{oy} нитки основи та нитки утоку (товщину) контрольованої тканини

$$d_{oy} = \sqrt{\frac{1}{|W|^2} - 1}\left(\frac{\pi^2 f}{2c_2}\left(\frac{Z_2}{2Z_1} + \frac{Z_1}{2Z_2}\right)\cos\nu\right)^{-1}. \quad (10)$$

Для тканини у загальному вигляді поверхневу щільність можна визначити як

$$\eta = n^2 \, K_V^{-1} \, d_{oy}{}^3 \left(\frac{\pi}{8}\right)^2 \frac{\rho_2}{S} \ , \tag{11}$$

де η – поверхнева щільність тканини;

n – загальна кількість ниток основи та утоку разом узятих у тканині площею S;

K_V – коефіцієнт об'єму повітря між нитками основи та утоку;

ρ_2 – середня щільність ниток тканини;

S – площа тканини.

Величина n виражається формулою

$$n = \frac{4L}{d_{oy}\left(K_o + K_y\right)} \ , \tag{12}$$

де L – довжина тканини, яка дорівнює $\sqrt{S}$ (для зразків тканин з однаковою шириною та довжиною);

K_o, K_y – коефіцієнти, які враховують відстані між нитками основи, утоку та їх деформацію в переплетінні між собою.

Після підстановки залежностей (10), (12) у (11) отримаємо

$$\eta = \left(\frac{L\pi}{2\left(K_o + K_y\right)\sqrt{K_V}}\right)^2 \frac{\sqrt{\dfrac{1}{|W|^2} - 1}}{\dfrac{\pi^2 f}{2c_2}\left(\dfrac{Z_2}{2Z_1} + \dfrac{Z_1}{2Z_2}\right)\cos\nu} \frac{\rho_2}{S} \ . \tag{13}$$

Після деяких перетворень з виразу (13) можна представити модуль коефіцієнту проходження $|W|$ ультразвукового сигналу через тканину у наступному вигляді

$$|W| = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\dfrac{K\eta\, f\cos\nu}{Z_2}\left(\dfrac{Z_2}{Z_1} + \dfrac{Z_1}{Z_2}\right)\right)^2}} = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\dfrac{K\eta\, f\cos\nu}{\rho_2 c_2}\left(\dfrac{\rho_2 c_2}{\rho_1 c_1} + \dfrac{\rho_1 c_1}{\rho_2 c_2}\right)\right)^2}}, \tag{14}$$

де ρ_1, c_1 – щільність повітря та швидкість розповсюдження у ньому ультразвукової хвилі.

Коефіцієнт K із залежності (14), який враховує відстані та об'єм повітря між нитками основи, утоку та їх деформацію в переплетінні між собою, можна подати як

$$K = K_V\left(K_o + K_y\right)^2. \tag{15}$$

Зважаючи на те, що $\rho_1 c_1 << \rho_2 c_2$, то у такому випадку нерівність $\left(\rho_1 c_1\right)/\left(\rho_2 c_2\right) << 1$ має місце для повітря (навколишнього середовища) та контрольованої тканини, тоді вираз (14) можна записати у вигляді

$$|W| = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\dfrac{K\eta\, f\cos\nu}{\rho_1 c_1}\right)^2}}. \tag{16}$$

Комплексний коефіцієнт відбиття ультразвукового сигналу від тканини V можна представити як

$$V = 1 - W = \mathrm{Re}V + j\,\mathrm{Im}V = \frac{A^2 + B^2 - A}{A^2 + B^2} - j\frac{B}{A^2 + B^2}, \tag{17}$$

де $\mathrm{Re}V$, $\mathrm{Im}V$ – дійсна та уявна частини комплексного коефіцієнту відбиття V.

Модуль комплексного коефіцієнту відбиття $|V|$, знаючи, що відношення акустичних опорів $\left(\rho_1 c_1\right)/\left(\rho_2 c_2\right) << 1$, можна записати у вигляді

$$|V| = \sqrt{1 + \frac{1 - \left(ch\,\alpha\chi + \dfrac{\rho_2 c_2}{2\rho_1 c_1}\cdot sh\,\alpha\chi\right)\cdot 2\cos\dfrac{2\pi f\chi}{c_2}}{\left(\left(ch\,\alpha\chi + \dfrac{\rho_2 c_2}{2\rho_1 c_1}\cdot sh\,\alpha\chi\right)\cdot\cos\dfrac{2\pi f\chi}{c_2}\right)^2 + \left(\left(sh\,\alpha\chi + \dfrac{\rho_2 c_2}{2\rho_1 c_1}\cdot ch\,\alpha\chi\right)\cdot\sin\dfrac{2\pi f\chi}{c_2}\right)^2}}, \tag{18}$$

де величина $\chi = d_{oy}\frac{\pi}{4}\cos\nu$.

Коли згасання викликане матеріалом тканини незначне (похибка не перевищує 2 %) і ним можна знехтувати $\alpha \approx 0$, залежність (18) можна подати як

$$|V| = \sqrt{1 + \frac{1 - 2\cdot\cos\frac{2\pi f\chi}{c_2}}{\left(\cos\frac{2\pi f\chi}{c_2}\right)^2 + \left(\frac{\rho_2 c_2}{2\rho_1 c_1}\cdot\sin\frac{2\pi f\chi}{c_2}\right)^2}}. \quad (19)$$

Для тканин величина $2\pi f\chi / c_2 << 1$, тоді вираз (19) можна записати у вигляді

$$|V| = \frac{\left(\frac{\rho_2 c_2}{2\rho_1 c_1}\cdot\frac{2\pi f\chi}{c_2}\right)}{\sqrt{1 + \left(\frac{\rho_2 c_2}{2\rho_1 c_1}\cdot\frac{2\pi f\chi}{c_2}\right)^2}}. \quad (20)$$

Підставивши залежність (10), (16) у (20) та спростивши отримаємо

$$|V| = \frac{\sqrt{\frac{1}{|W|^2} - 1}}{\sqrt{1 + \left(\frac{K\eta f\cos\nu}{\rho_1 c_1}\right)^2}}. \quad (21)$$

Якщо знову підставити рівність (16) у (21) та після нескладних перетворень можна подати модуль $|V|$ комплексного коефіцієнту відбиття як

$$|V| = \frac{\left(\frac{K\eta f\cos\nu}{\rho_1 c_1}\right)}{\sqrt{1 + \left(\frac{K\eta f\cos\nu}{\rho_1 c_1}\right)^2}}. \quad (22)$$

Остаточно спростивши вираз (22) отримаємо залежність для модуля $|V|$ коефіцієнта відбиття ультразвукового сигналу від тканини у вигляді

$$|V| = \frac{1}{\sqrt{1 + \left(\frac{\rho_1 c_1}{K\eta f\cos\nu}\right)^2}}. \quad (23)$$

Для тканин як з різним, так і з однаковим переплетінням, об'єм повітря між нитками основи та утоку, а також їх деформація можуть змінюватися, тому значення коефіцієнту K теж може відрізнятися для різних тканин, що контролюються.

На рис. 1 показано структурну схему пристрою, який реалізує метод контролю поверхневої щільності η тканин з використанням амплітудних залежностей ультразвукових сигналів, що пройшов контрольовану тканину та відбився від неї.

Пристрій містить генератор електричних імпульсів 1, генератор прямокутних імпульсів 2, формувач зондуючих імпульсів 3, підсилювач потужності 4, випромінюючі перетворювачі 5 і 7, приймаючі перетворювачі 6 і 8, підсилювач з автоматичним регульованим підсиленням (АРП) 9, регулюючий атенюатор 10, блок відношення 11, аналого-цифрові перетворювачі (АЦП) 12 і 18, п'єзоелектричний перетворювач 13, який має випромінювач 14 та приймач 15 ультразвукових коливань, підсилювач потужності відбитого сигналу 16, піковий детектор 17, мікро-ЕОМ 19, індикатор 20, контрольована тканина 21.

Електричні коливання генератора 1 та генератора 2 потрапляють до формувача зондуючих імпульсів 3, з виходу якого зондуючі імпульси підсилюються підсилювачем 4 за потужністю і поступають на електрод перетворювача 5. Ультразвукові коливання, що випромінюються, приймаються перетворювачем 6, після проходження ними контрольованої тканини 21. Зондуючі імпульси подаються також на випромінюючий перетворювач 7, який випромінює ультразвукові коливання, що потрапляють в

приймаючий перетворювач 8. Електричні коливання з другого приймаючого перетворювача 8 подаються на один вхід блоку відношення 11, на інший вхід подається вихідна напруга приймаючого перетворювача 6 після підсилення її підсилювачем з АРП 9. Вихідна постійна напруга блоку відношення 11, яка дорівнює співвідношенню амплітуд ультразвукових коливань, що приймаються та випромінюються, перетворюється за допомогою АЦП 12 в цифровий код і записується в пам'ять мікро-ЕОМ 19.

Зондуючі імпульси подаються також на випромінювач 14 п'єзоелектричного перетворювача 13, частина ультразвукового сигналу відбивається від контрольованої тканини 21 та потрапляє на приймач 15 п'єзоелектричного перетворювача 13, де перетворюється в електричний сигнал, з виходу приймача 15 підсилюється підсилювачем 16 за потужністю та потрапляє на вхід пікового детектора 17, де фіксується та перетворюється у постійну напругу, а за допомогою АЦП 18 перетворюється в цифровий код і записується також в пам'ять мікро-ЕОМ 19.

За допомогою мікро-ЕОМ 19 визначається зміна значення коефіцієнту K за зміною величини $|V|k_\rho \sin\varphi$

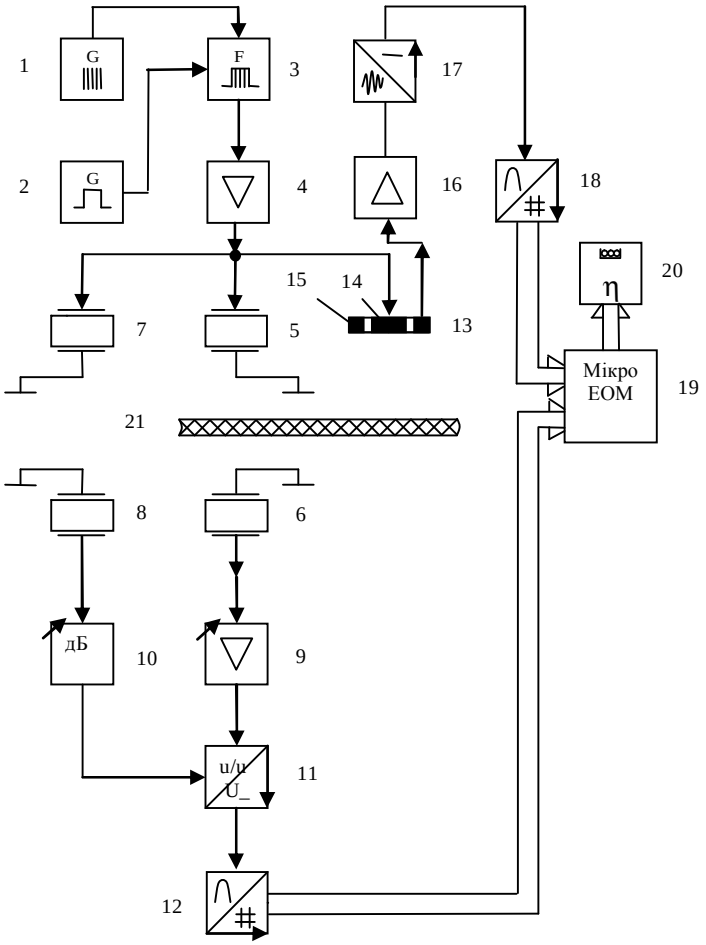

Рис. 1. Структурна схема пристрою для вимірювання поверхневої щільності η тканин

частини відбитого ультразвукового сигналу. Величина $|V|k_\rho \sin\varphi$ буде збільшуватись у стільки разів, у скільки разів будуть зменшуватись відстані між нитками основи та утоку, а також при їх деформації в переплетінні між собою. Тому дану залежність можна виразити як

$$\frac{|V|k_\rho \sin\varphi}{|V_0|k_{\rho 0}\sin\varphi_0} = \frac{|V|K_\rho}{|V_0|K_{\rho 0}} = \frac{K}{K_0}, \tag{24}$$

де $|V_0|$, K_0 – модуль коефіцієнту відбиття та коефіцієнт еталонної тканини, який враховує відстані та об'єм повітря між нитками основи, утоку та їх деформацію в переплетінні між собою;

$k_{\rho 0}, k_\rho$ – коефіцієнти еталонної та контрольованої тканин, що характеризують залежність надходження відбитого ультразвукового сигналу до п'єзоелектричного перетворювача *13* від структурних показників тканин;

φ_0, φ – кути між віссю п'єзоелектричного перетворювача *13* та положеннями тканин (еталонної та контрольованої);

$K_{\rho 0}$, K_ρ – коефіцієнти еталонної та контрольованої тканин, що характеризують залежність надходження відбитого ультразвукового сигналу до п'єзоелектричного перетворювача *13* від структурних показників тканин та положення самого п'єзоелектричного перетворювача *13* відносно положень тканин.

Еталонні величини занесені до пам'яті мікро-ЕОМ *19*, де порівнюється відбитий сигнал від контрольованої тканини з величиною відбитого сигналу від еталонної тканини. У вигляді добутку цього відношення і коефіцієнту K_0 визначається коефіцієнт контрольованої тканини K

$$K = \frac{|V|K_\rho}{|V_0|K_{\rho 0}} \cdot K_0 \,. \tag{25}$$

Після підстановки залежності (25) у (16) та деяких перетворень в мікро-ЕОМ *19* визначається поверхнева щільність η контрольованої тканини *21* за формулою

$$\eta = \frac{\sqrt{\left(\frac{1}{|W|^2} - 1\right)}\,|V_0|\,K_{\rho 0}\,\rho_1 c_1}{|V|\,K_\rho\,K_0\,f\cos\nu} = \frac{\sqrt{\left(\frac{1}{|W|^2} - 1\right)}\,\rho_1 c_1}{K\,f\cos\nu}. \qquad (26)$$

Результат відображається на індикаторі *20*. В пам'ять мікро-ЕОМ *19* у вигляді констант введені значення частоти f, акустичного опору $\rho_1 c_1$ повітря та значення величин еталонної тканини $|V_0|$, K_0, $K_{\rho 0}$. При відсутності контрольованої тканини *21* у вимірювальному каналі перед початком вимірювань за допомогою регулюючого атенюатора *10* проводиться урівнювання амплітуд на входах блоку *11* (при цьому $|W|=1$). Тоді відбитого сигналу немає (при цьому $|V|=0$), а значить на вході та на виході АЦП *18* буде нульовий сигнал, при нульовому сигналі на виході АЦП *18*, значення K в пам'яті мікро-ЕОМ *19* залишається з попереднього вимірювання, отже із виразу (26) отримаємо $\eta = 0$.

Проведені експериментальні дослідження визначення поверхневої щільності η показали, що ультразвуковим безконтактним методом можна визначати контрольований параметр з досить високою точністю. При цьому тканина опромінюється ультразвуковими хвилями, а значення поверхневої щільності η визначається з врахуванням структурних показників самої тканини, що важливо при точному вимірюванні.

Залежності модуля $|W|$ коефіцієнту проходження від поверхневої щільності η тканин з різними відстанями між нитками основи та утоку представлені на рис. 2.

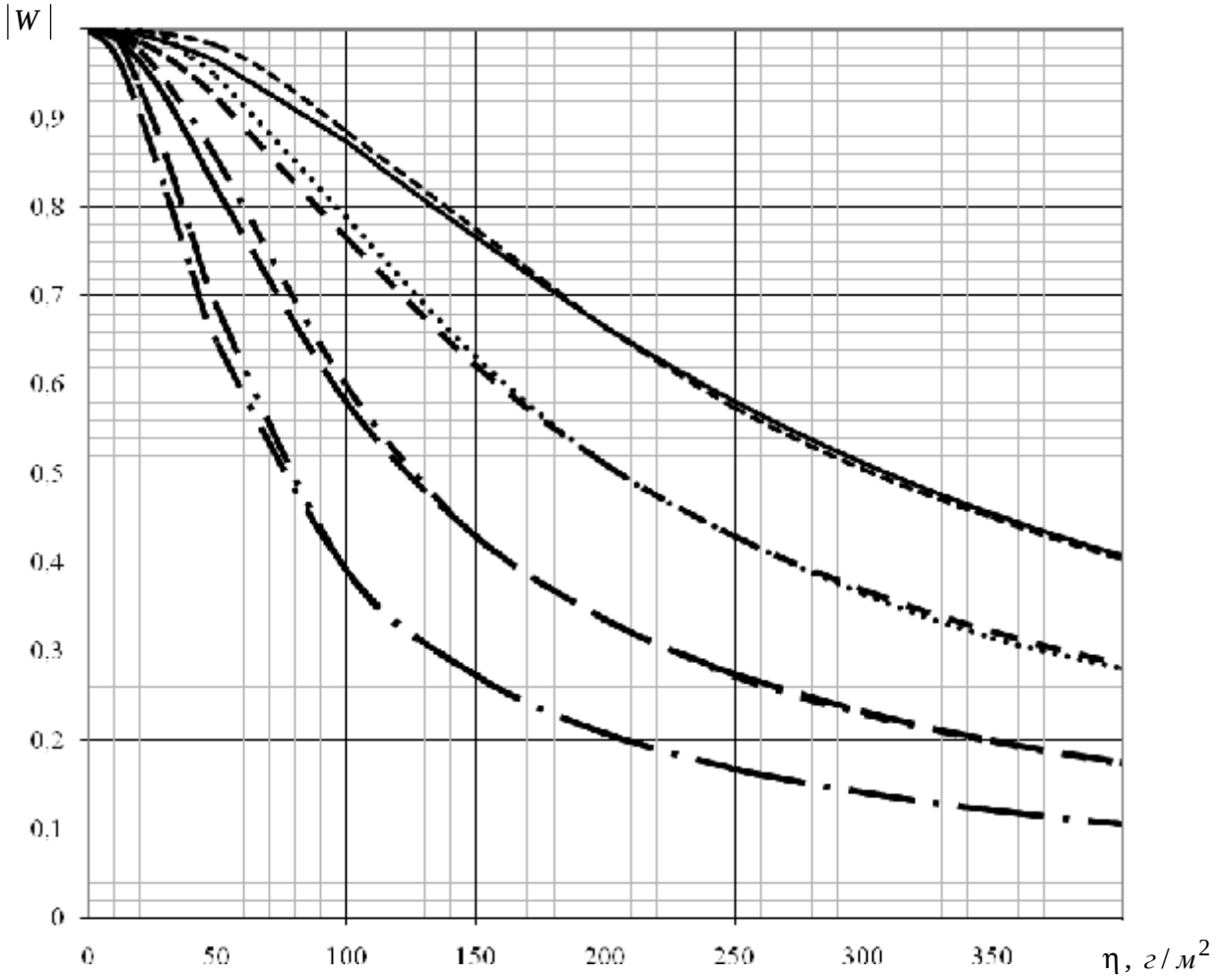

Рис. 2. Залежності модуля $|W|$ коефіцієнту проходження від поверхневої щільності η тканин

- теоретична залежність (середня відстань між центрами ниток 0,6 мм);
- експериментальна залежність (середня відстань між центрами ниток 0,6 мм);
- теоретична залежність (середня відстань між центрами ниток 0,5 мм);
- експериментальна залежність (середня відстань між центрами ниток 0,5 мм);
- теоретична залежність (середня відстань між центрами ниток 0,4 мм);
- експериментальна залежність (середня відстань між центрами ниток 0,4 мм);
теоретична залежність (середня відстань між центрами ниток 0,3 мм);
- експериментальна залежність (середня відстань між центрами ниток 0,3 мм).

Як видно з рис. 2 експериментальні залежності майже збігаються з теоретичними. Пристрій автоматично налаштовується під контрольовану тканину, що є важливим для точних вимірювань.

Залежність відношення величин $|V|K_\rho / |V_0|K_{\rho 0}$ від відношення коефіцієнтів K / K_0 тканин з різною поверхневою щільністю η представлена на рис. 3.

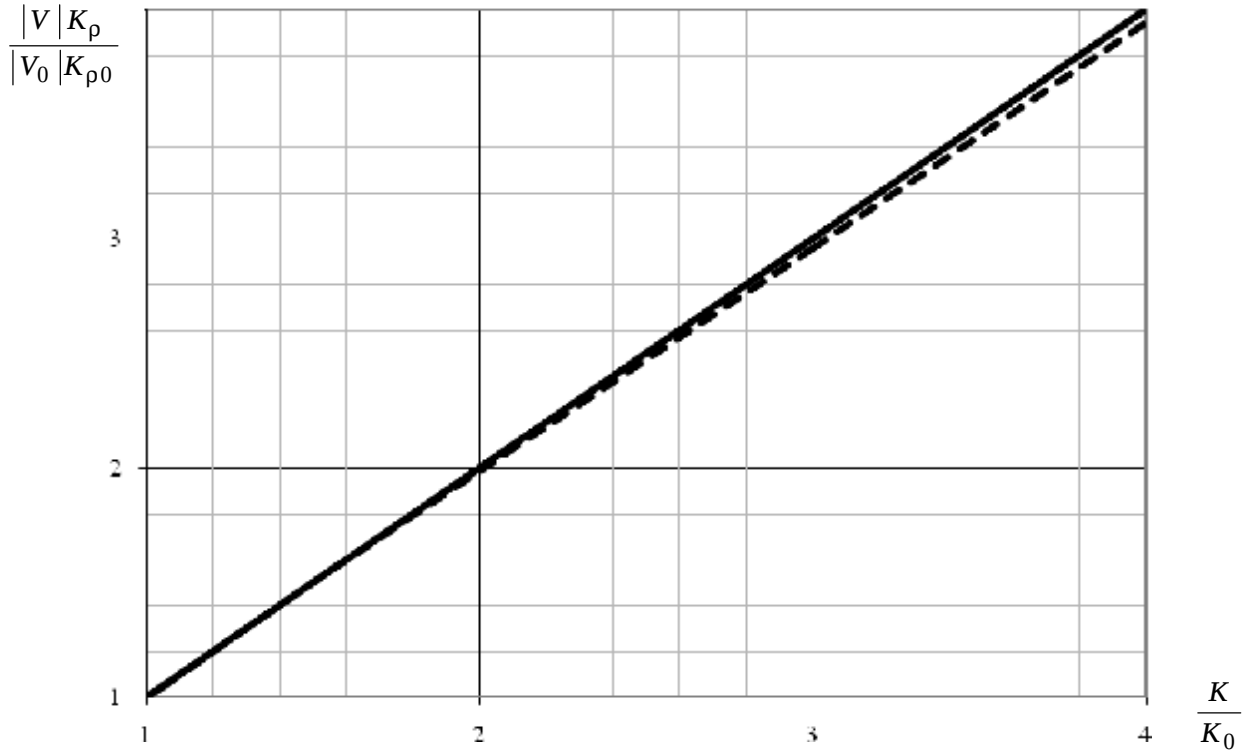

Рис. 3. Залежність відношення величин $|V|K_\rho / |V_0|K_{\rho 0}$ від відношення коефіцієнтів K / K_0 тканин

- теоретична залежність;

- експериментальна залежність

Висновки. Проведений аналіз показав, що ультразвуковий метод визначення поверхневої щільності тканин є перспективним. Як показали теоретичні та експериментальні дослідження, різні структурні показники тканин можуть впливати на результат вимірювання. Тому подальший розвиток безконтактних ультразвукових засобів контролю полягає у глибоких дослідженнях взаємодії ультразвукових коливань з тканиною, вдосконаленні побудови самих приладів вимірювання та забезпеченні їх автоматичного налаштування під параметри контрольованої тканини. У майбутньому це дасть можливість замінити контактні методи контролю безконтактними.

Література

1. Ермолов И.Н. Методы и средства неразрушающего контроля качества / И.Н. Ермолов, Ю.Я. Останин. – М. : Высшая школа, 1988. – 367 с.

2. Аксененко М.Д. Микроэлектронные фотоприемные устройства / Аксененко М.Д., Бараночников М.Л., Смолин О.В. – М. : Энергоатомиздат,1984. – 208 с.

3. Михлин Б.З. Высокочастотные емкостные и индуктивные датчики / Михлин Б.З. – Л. : Госэнергоиздат, 1960. – 72 с.

4. Шкарлет Ю.М. Бесконтактные методы ультразвукового контроля / Шкарлет Ю.М. – М. : Машиностроение, 1974. – 57 с.

5. Здоренко В.Г. Дослідження безконтактного ультразвукового контролю поверхневої щільності тканин полотняного переплетіння / Здоренко В.Г., Барилко С.В. // Вісник КНУТД. – 2011. – № 4. – С. 27–31.

Надійшла 18.12.2011 р.
Рецензент: д.т.н. Щербань В.Ю.