

ДОСЛІДЖЕННЯ ПРОХОДЖЕННЯ ІМПУЛЬСНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО СИГНАЛУ КРІЗЬ ТКАНИНУ ПРИ КОНТРОЛІ ПОВЕРХНЕВОЇ ЩІЛЬНОСТІ

Розглянуто проходження безперервного та імпульсного ультразвукових сигналів крізь тканину. Показано, що використовуючи безперервне випромінювання може виникати значна похибка вимірювання. Аналіз довів, що амплітуда ультразвукових хвиль, які проходять крізь тканину, залежить також від її положення. Обґрунтована доцільність використання імпульсного ультразвукового сигналу при визначенні поверхневої щільності тканини. Отримані амплітудні залежності для імпульсного ультразвукового сигналу. Також отримана залежність для фазового зсуву імпульсного ультразвукового сигналу. Доведено, що для підвищення вірогідності контролю необхідно усунути похибки вимірювання, які викликані багаторазовим відбиттям хвиль. Наведено результати теоретичних та експериментальних досліджень.

Ключові слова: поверхнева щільність, ультразвуковий сигнал.

V. G. ZDORENKO, S. V. BARYLKO

Kyiv National University of Technologies and Design, Kyiv, Ukraine

RESEARCH OF ULTRASONIC PULSED SIGNAL'S TRANSMISSION THROUGH THE FABRIC AT THE CONTROL OF SURFACE DENSITY

Abstract – Passing continuous and pulsed ultrasonic signals through the fabric are examined. Significant measurement error can arise at the control with continuous signal and that is showed. Analysis is showed, that the amplitude of ultrasonic waves, which passes through the fabric, also depends on the position of fabric. The expediency of use of pulsed ultrasonic signal in determining of the surface density of fabric is proved. Dependences of amplitude for pulsed ultrasonic signal are obtained. Dependence of phase for pulsed ultrasonic signal is obtained too. For increase the probability of control is necessary to eliminate measurement errors that caused by reflection waves and that is proved. Results theoretical and experimental researches are resulted.

Keywords: surface density, ultrasonic signal.

Вступ

Ультразвукові безперервний та імпульсний сигнали можуть застосовуватися для визначення поверхневої щільності тканин. Використовуючи при контролі безперервне ультразвукове випромінювання може виникати значна похибка вимірювання. Аналіз цього процесу дає можливість зробити висновок, що амплітуда ультразвукових хвиль, які пройшли крізь контрольовану тканину, залежить ще й від положення самої тканини. Тому необхідно застосовувати імпульсне випромінювання, при якому виключаються зазначені похибки вимірювання, що підвищує вірогідність контролю.

Результати дослідження

Амплітуду безперервного ультразвукового сигналу, який пройшов крізь контрольовану тканину, що має нитки основи з діаметром d_o і нитки утку з діаметром d_y , можна представити модулем комплексного коефіцієнта проходження $|W|$. Акустичний опір середовища, з якого падає хвиля, дорівнює Z_1 , матеріалу ниток основи – Z_2 , матеріалу ниток утку – Z_3 , середовища, в яке падає хвиля після проходження – Z_4 . Вираз для комплексного коефіцієнта проходження ультразвукової хвилі, яка багаторазово відбивається від різних меж середовищ та проходить крізь пори та нитки контрольованої тканини, є сумою нескінченно спадної геометричної прогресії. Суму такої прогресії можна подати так [1]:

$$W = \left(\left(g'_1 W_{12} W'_{24} + g'_2 W_{12} W_{24} \right) \cdot e^{jK_2 d_o \frac{\pi}{4}} + \left(g'_3 W_{12} W_{23} W_{34} + g'_4 W_{13} W_{32} W_{24} \right) \cdot e^{2jK_{23} d_c \frac{\pi}{4}} \right) \times \left(1 - \left(\left(g'_1 + g'_2 \right) \cdot V_{24} V_{21} \cdot e^{2jK_2 d_o \frac{\pi}{4}} + \left(g'_3 \left(1 - \left(1 - V_{21} V_{34} \right) \left(1 + V_{23} \right) \left(1 + V_{32} \right) \right) + g'_4 \left(1 - \left(1 - V_{31} V_{24} \right) \left(1 + V_{32} \right) \left(1 + V_{23} \right) \right) \right) \cdot e^{4jK_{23} d_c \frac{\pi}{4}} \right)^{-1} \quad (1)$$

де W і V – відповідні коефіцієнти проходження і відбиття хвиль на межах відповідних середовищ (при цьому перший індекс означає середовище, з якого падає хвиля, а другий – середовище, в яке проходить

або від якого відбивається хвиля, верхніми позначками над індексом показано скільки разів відбувалось накладання хвиль);

$g'_1 \div g'_4$ – коефіцієнти площ, різних ділянок контрольованої тканини, на які падають і розсіюються хвилі (сума коефіцієнтів площ дорівнює $g'_1 + g'_2 + g'_3 + g'_4 = 1$);

K_2 – хвильове число матеріалу ниток основи;

K_{23} – середнє хвильове число ниток основи і утоку;

d_c – середній діаметр ниток основи і утоку тканини;

$d_o \frac{\pi}{4}, 2d_c \frac{\pi}{4}$ – величини, що визначають середню відстань проходження і згасання ультразвукового

сигналу в матеріалі ниток основи, основи і утоку разом.

Оскільки на визначення технологічних параметрів тканин може впливати багаторазове відбиття ультразвукових хвиль від поверхонь перетворювачів та поверхні контрольованого виробу з накладанням їх безперервного сигналу, то далі будемо розглядати імпульсний ультразвуковий сигнал. При цьому тканина з акустичним опором Z_2 (коли $Z_2 \approx Z_3$), розміщена в середовищі з акустичним опором Z_1 (в повітряному середовищі, коли $Z_1 = Z_4$). Якщо час проходження імпульсом контрольованої тканини більший за його тривалість, то проходження сигналом цієї тканини відповідає розповсюдженню в безмежному середовищі. При контролі тканин тривалість імпульсу перевищує час проходження ним контрольованої тканини. В цьому випадку буде відбуватися багаторазове відбиття окремих складових імпульсу від меж ниток тканини і суміжних з ними середовищ.

Ультразвуковий імпульсний сигнал, що пройшов контрольовану тканину з врахуванням діаметрів ниток основи d_o та утоку d_y , де d_{oy} є сумою цих діаметрів, може бути поданий наступним чином:

$$R_1(t') = R_1 \left(t - \frac{\pi d_{oy}}{4c_2} \right) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} W(\omega) S(\omega) \cdot e^{j\omega \left(t - \frac{\pi d_{oy}}{4c_2} \right)} d\omega, \quad (2)$$

де $t' = t - \frac{\pi d_{oy}}{4c_2}$ – час з врахуванням затримки ультразвукового сигналу;

t – час без врахування затримки ультразвукового сигналу;

$W(\omega)$ – комплексний коефіцієнт проходження з врахуванням згасання;

$S(\omega)$ – спектральна щільність падаючого ультразвукового сигналу;

ω – колова частота;

c_2 – швидкість розповсюдження ультразвукових хвиль в тканині.

Якщо записати вираз (2) пов'язавши його з поверхневою щільністю контрольованої тканини ця залежність буде мати вид:

$$R_1(t') = R_1 \left(t - \frac{K\eta}{\pi Z_2} \right) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} W(\omega) S(\omega) \cdot e^{j\omega \left(t - \frac{K\eta}{\pi Z_2} \right)} d\omega, \quad (3)$$

де K – коефіцієнт, який враховує відстані та об'єм повітря між нитками основи, утоку та їх деформацію в переплетінні між собою;

η – поверхнева щільність тканини.

Із залежності (3) комплексний коефіцієнт проходження можна подати так:

$$W(\omega) = \frac{W_{12}W_{21} \cdot e^{j \left(\frac{\omega b}{c_2} + j\alpha \right) \frac{K\eta \cos v}{\pi \rho_2}}}{1 - V_{21}^2 \cdot e^{2j \left(\frac{\omega b}{c_2} + j\alpha \right) \frac{K\eta \cos v}{\pi \rho_2}}}, \quad (4)$$

або

$$W(\omega) = \frac{\frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \cdot e^{\left(j \frac{\omega b}{c_2} - \alpha \right) \frac{K\eta \cos v}{\pi \rho_2}}}{1 - \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^2 \cdot e^{2 \left(j \frac{\omega b}{c_2} - \alpha \right) \frac{K\eta \cos v}{\pi \rho_2}}}, \quad (5)$$

де $b = \omega^* / \omega_0$ – коефіцієнт відношення постійної колової частоти та колової частоти заповнення

імпульсного сигналу;

α – коефіцієнт згасання ультразвукових хвиль в тканині;

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

ρ_2 – об'ємна щільність тканини.

Вираз (5) можна записати ще як суму геометричної прогресії у вигляді:

$$W(\omega) = \frac{4 Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^{2N} \cdot e^{-(2N+1) \left(-j \frac{\omega b}{c_2} + \alpha \right) \frac{K\eta \cos \nu}{\pi \rho_2}}, \quad (6)$$

де N – показник, що дорівнює 0, 1, 2, 3, \mathbf{K} , ∞ , тоді зробивши підстановку залежності (6) в (3) ультразвуковий імпульсний сигнал можна подати як:

$$P_1(t') = \frac{4 Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^{2N} \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) \cdot e^{-(2N+1) \left(-j \frac{\omega b}{c_2} + \alpha \right) \frac{K\eta \cos \nu}{\pi \rho_2}} \cdot e^{j\omega \left(t - \frac{K\eta}{\pi Z_2} \right)} d\omega. \quad (7)$$

Як показали дослідження, ультразвуковий імпульс, що випромінюється, має дзвіноподібну форму, звуковий тиск в якому дорівнює:

$$P(t) = P_0 \cdot e^{-\left(\frac{2t \ln \sqrt{2}}{\tau_0} \right)^2} \cdot e^{j\omega_0 t}, \quad (8)$$

де P_0 – тиск в хвилі імпульсу, що падає на контрольовану тканину;

τ_0 – тривалість імпульсу.

Оскільки вимірюється дійсна частина виразу (8), тоді тиск в ультразвуковій хвилі, що діє на тканину, можна подати так:

$$\text{Re } P(t) = P_0 \cdot e^{-\left(\frac{2t \ln \sqrt{2}}{\tau_0} \right)^2} \cdot \cos \omega_0 t. \quad (9)$$

Спектральну щільність такого сигналу можна записати наступним чином:

$$S(\omega) = \frac{P_0 \tau_0 \sqrt{\pi}}{2 \ln \sqrt{2}} \cdot e^{-\left(\frac{(\omega - \omega_0) \tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2}. \quad (10)$$

Зробимо підстановку залежності (10) в (7), тоді ультразвуковий імпульсний сигнал, що пройшов контрольовану тканину, можна подати в такому вигляді:

$$P_1(t') = \frac{4 Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^{2N} \frac{P_0 \tau_0}{4 \sqrt{\pi} \ln \sqrt{2}} \times \int_{-\infty}^{\infty} e^{-\left(\frac{(\omega - \omega_0) \tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2} \cdot e^{-(2N+1) \left(-j \frac{\omega b}{c_2} + \alpha \right) \frac{K\eta \cos \nu}{\pi \rho_2}} + j\omega \left(t - \frac{K\eta}{\pi Z_2} \right) d\omega. \quad (11)$$

Проведемо перетворення виразу (11) в показнику експоненти, яке послідовно можна подати так:

$$\begin{aligned} & -\left(\frac{(\omega - \omega_0) \tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2 - (2N+1) \left(-j \frac{\omega b}{c_2} + \alpha \right) \cdot \frac{K\eta \cos \nu}{\pi \rho_2} + j\omega \left(t - \frac{K\eta}{\pi Z_2} \right) = \\ & = -\left(\frac{(\omega - \omega_0) \tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2 + j(2N+1) \frac{\omega b K\eta \cos \nu}{\pi Z_2} - \frac{\alpha(2N+1) K\eta \cos \nu}{\pi \rho_2} + j\omega t - j\omega \frac{K\eta}{\pi Z_2} = \\ & = \frac{-\tau_0^2 \omega^2 + 2\omega_0 \omega \tau_0^2 - \omega_0^2 \tau_0^2}{(4 \ln \sqrt{2})^2} + j \frac{\omega b (2N+1) K\eta \cos \nu}{\pi Z_2} - \frac{\alpha(2N+1) K\eta \cos \nu}{\pi \rho_2} + j\omega t - j\omega \frac{K\eta}{\pi Z_2} = \\ & = -\left(\frac{\tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2 \omega^2 + \left(j \frac{b(2N+1) K\eta \cos \nu}{\pi Z_2} + \frac{2\omega_0 \tau_0^2}{(4 \ln \sqrt{2})^2} + j \left(t - \frac{K\eta}{\pi Z_2} \right) \right) \omega - \left(\frac{\omega_0 \tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2 - \frac{\alpha(2N+1) K\eta \cos \nu}{\pi \rho_2}. \end{aligned} \quad (12)$$

Провівши перетворення в показнику експоненти та підставивши вираз (12) в (11), ультразвуковий імпульсний сигнал після проходження тканини можна представити як:

$$P_1(t') = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^{2N} \frac{P_0 \tau_0}{4\sqrt{\pi} \ln \sqrt{2}} \cdot e^{-\left(\frac{\omega_0 \tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2 - \frac{\alpha(2N+1)K\eta \cos v}{\pi \rho_2}} \times$$

$$\times \int_{-\infty}^{\infty} e^{-\left(\frac{\tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2 \omega^2 + \left(j \frac{K\eta}{\pi Z_2} (b(2N+1) \cos v - 1) + jt + \frac{2\omega_0 \tau_0^2}{(4 \ln \sqrt{2})^2} \right) \omega} d\omega. \quad (13)$$

Визначивши інтеграл у (13), запишемо імпульсний сигнал в такому вигляді:

$$P_1(t') = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^{2N} \cdot \frac{P_0 \tau_0}{4\sqrt{\pi} \ln \sqrt{2}} \cdot \exp \left(-\left(\frac{\omega_0 \tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2 - \frac{\alpha(2N+1)K\eta \cos v}{\pi \rho_2} \right) \times$$

$$\times \frac{4\sqrt{\pi} \ln \sqrt{2}}{\tau_0} \cdot \exp \left(\frac{\left(j \left(\frac{K\eta (b(2N+1) \cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right) + \frac{2\omega_0 \tau_0^2}{(4 \ln \sqrt{2})^2} \right)^2}{\left(\frac{\tau_0}{2 \ln \sqrt{2}} \right)^2} \right) =$$

$$= P_0 \cdot \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^{2N} \cdot \exp \left(-\left(\frac{\omega_0 \tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2 - \frac{\alpha(2N+1)K\eta \cos v}{\pi \rho_2} \right) \times$$

$$\times \exp \left(\frac{2j \left(\frac{K\eta (b(2N+1) \cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right) \cdot \frac{2\omega_0 \tau_0^2}{(4 \ln \sqrt{2})^2} + \left(\frac{2\omega_0 \tau_0^2}{(4 \ln \sqrt{2})^2} \right)^2 - \left(\frac{K\eta (b(2N+1) \cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right)^2}{\left(\frac{\tau_0}{2 \ln \sqrt{2}} \right)^2} \right) = \quad (14)$$

$$= P_0 \cdot \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^{2N} \exp \left(2j \frac{\left(\frac{K\eta (b(2N+1) \cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right) \cdot \frac{2\omega_0 \tau_0^2}{(4 \ln \sqrt{2})^2}}{\left(\frac{\tau_0}{2 \ln \sqrt{2}} \right)^2} \right) \times$$

$$\times \exp \left(\frac{\left(\frac{2\omega_0 \tau_0^2}{(4 \ln \sqrt{2})^2} \right)^2 - \left(\frac{K\eta (b(2N+1) \cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right)^2}{\left(\frac{\tau_0}{2 \ln \sqrt{2}} \right)^2} - \left(\frac{\omega_0 \tau_0}{4 \ln \sqrt{2}} \right)^2 - \frac{\alpha(2N+1)K\eta \cos v}{\pi \rho_2} \right).$$

Для того, щоб відокремити дійсну $\text{Re } P_1(t')$ та $\text{Im } P_1(t')$ уявну частини імпульсного ультразвукового сигналу, що пройшов контрольовану тканину, вираз (14) спростимо:

$$\begin{aligned}
P_1(t') = \operatorname{Re} P_1(t') + j \operatorname{Im} P_1(t') = P_0 \cdot \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^{2N} \times \\
\times \left(\cos \omega_0 \left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right) + j \sin \omega_0 \left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right) \right) \times \\
\times \exp \left[- \frac{\left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right)^2}{\left(\frac{\tau_0}{2 \ln \sqrt{2}} \right)^2} - \frac{\alpha(2N+1)K\eta \cos v}{\pi \rho_2} \right].
\end{aligned} \tag{15}$$

Із залежності (15), яка представляє комплексну величину тиску в хвилі імпульсного сигналу, можна тепер виділити дійсну $\operatorname{Re} P_1(t')$ та уявну $\operatorname{Im} P_1(t')$ частини та подати їх у вигляді:

$$\begin{aligned}
\operatorname{Re} P_1(t') = P_0 \cdot \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^{2N} \cdot \cos \omega_0 \left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right) \times \\
\times \exp \left[- \frac{\left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right)^2}{\left(\frac{\tau_0}{2 \ln \sqrt{2}} \right)^2} - \frac{\alpha(2N+1)K\eta \cos v}{\pi \rho_2} \right],
\end{aligned} \tag{16}$$

$$\begin{aligned}
\operatorname{Im} P_1(t') = P_0 \cdot \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \right)^{2N} \cdot \sin \omega_0 \left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right) \times \\
\times \exp \left[- \frac{\left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi Z_2} + t \right)^2}{\left(\frac{\tau_0}{2 \ln \sqrt{2}} \right)^2} - \frac{\alpha(2N+1)K\eta \cos v}{\pi \rho_2} \right].
\end{aligned} \tag{17}$$

Оскільки вимірюється дійсна частина залежності (15), що представляє собою тиск в хвилі ультразвукового імпульсного сигналу, яка пройшла контрольовану тканину, то амплітуду цієї хвилі (зробивши заміну величин Z_1 , Z_2 на $\rho_1 c_1$ та $\rho_2 c_2$, які характеризують акустичні опори повітряного середовища та тканини, або добутки об'ємних щільностей зазначених середовищ та швидкостей розповсюдження в них ультразвукових хвиль) можна описати наступною залежністю:

$$\begin{aligned}
A_W(t') = \frac{4\rho_1 c_1 \rho_2 c_2}{(\rho_1 c_1 + \rho_2 c_2)^2} \sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{\rho_1 c_1 - \rho_2 c_2}{\rho_1 c_1 + \rho_2 c_2} \right)^{2N} \cdot \cos \omega_0 \left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi \rho_2 c_2} + t \right) \times \\
\times \exp \left[- \frac{\left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi \rho_2 c_2} + t \right)^2}{\left(\frac{\tau_0}{2 \ln \sqrt{2}} \right)^2} - \frac{\alpha(2N+1)K\eta \cos v}{\pi \rho_2} \right].
\end{aligned} \tag{18}$$

Фазовий зсув ультразвукового імпульсного сигналу, що пройшов контрольовану тканину, можна подати у вигляді:

$$\begin{aligned}
\varphi_W = \operatorname{arctg} \frac{\sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{\rho_1 c_1 - \rho_2 c_2}{\rho_1 c_1 + \rho_2 c_2} \right)^{2N} \cdot \exp(X) \sin \omega_0 \left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi \rho_2 c_2} + t \right)}{\sum_{N=0}^{\infty} \left(\frac{\rho_1 c_1 - \rho_2 c_2}{\rho_1 c_1 + \rho_2 c_2} \right)^{2N} \cdot \exp(X) \cos \omega_0 \left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi \rho_2 c_2} + t \right)},
\end{aligned} \tag{19}$$

де

$$X = - \frac{\left(\frac{K\eta(b(2N+1)\cos v - 1)}{\pi\rho_2 c_2} + t \right)^2}{\left(\frac{\tau_0}{2 \ln \sqrt{2}} \right)^2} - \frac{\alpha(2N+1)K\eta \cos v}{\pi\rho_2}. \quad (20)$$

Для ультразвукового імпульсного сигналу зі збільшенням його тривалості зменшується амплітудна та фазова похибки в порівнянні з безперервним сигналом, при правильному налаштуванні пристрою контролю. Тому необхідно вибирати тривалість ультразвукового імпульсного сигналу так, щоб амплітудна та фазова похибки наблизились до найменших своїх значень, при цьому не допускаючи перевідбиття ультразвукових хвиль від поверхонь перетворювачів та контрольованої тканини.

Оскільки в контрольованих тканинах, які мають різну поверхневу щільність η , їхні пори та відстані між центрами ниток найчастіше різні, тоді відповідно і амплітуда ультразвукового імпульсного сигналу буде змінюватися [2], а тривалість його необхідно підбирати так, щоб уникати небажаного відбиття від перетворювачів та накладання хвиль.

На рис. 1 (а, б) в показане налаштування тривалості та частоти імпульсного ультразвукового сигналу, а на рис. 1. г – сигнал, який використовувався для експериментального проходження ультразвукової хвилі крізь зразки контрольованих тканин.

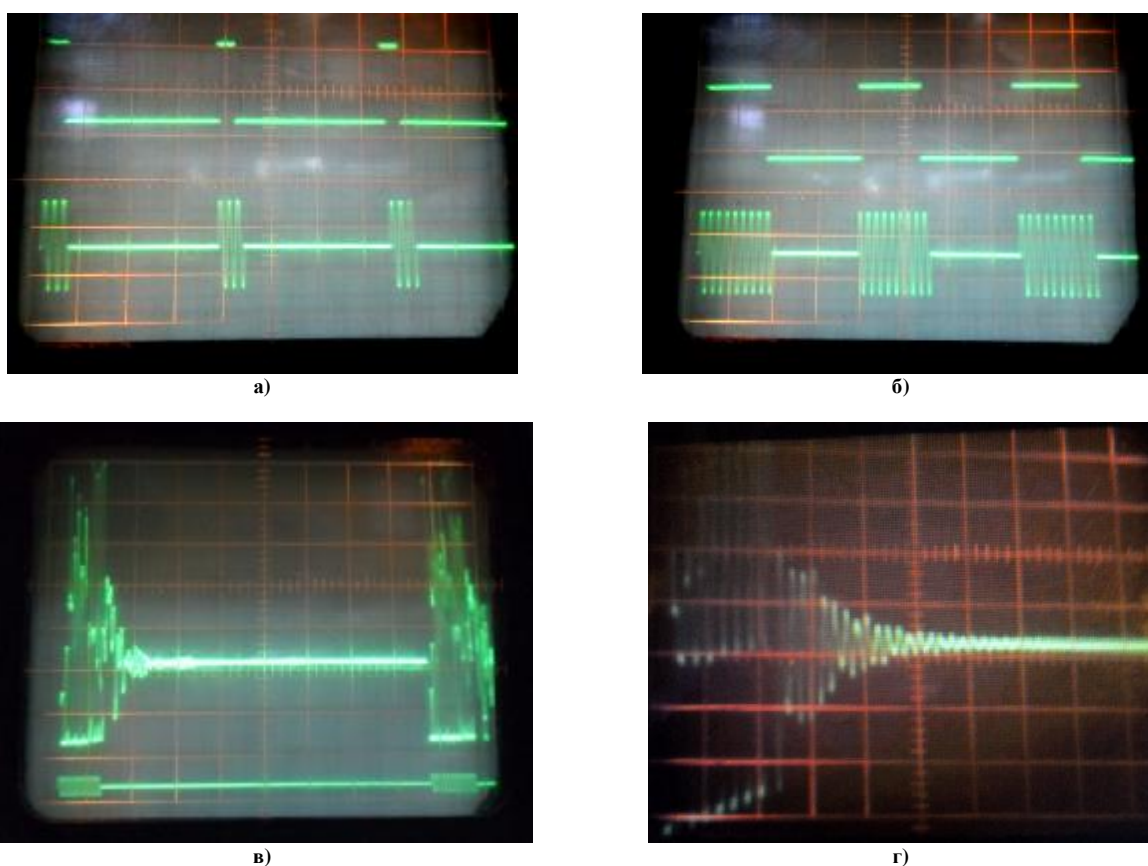


Рис. 1. Налаштування тривалості пакетів імпульсів (а, б); налаштування тривалості та частоти імпульсного ультразвукового сигналу (в); імпульсний сигнал, який використовувався для експериментального проходження ультразвукової хвилі крізь зразки контрольованих тканин (г)

Особливості розповсюдження ультразвукових коливань в тканинах пов'язані з різними розмірами пор [3] та іншими їхніми структурними показниками, що впливають на проходження хвиль, і можуть ускладнити визначення поверхневої щільності η . Визначено, що згасанням ультразвукових коливань для більшості тканин можна знехтувати, а вибором частоти f ультразвукових хвиль [4] можна збільшити амплітуду ультразвукових сигналів для контролю тканин залежно від щільності розташування ниток в їхній структурі.

Деякі зразки досліджуваних тканин через, які проходили ультразвукові хвилі, представлені на рис. 2 (а, б, в, г).

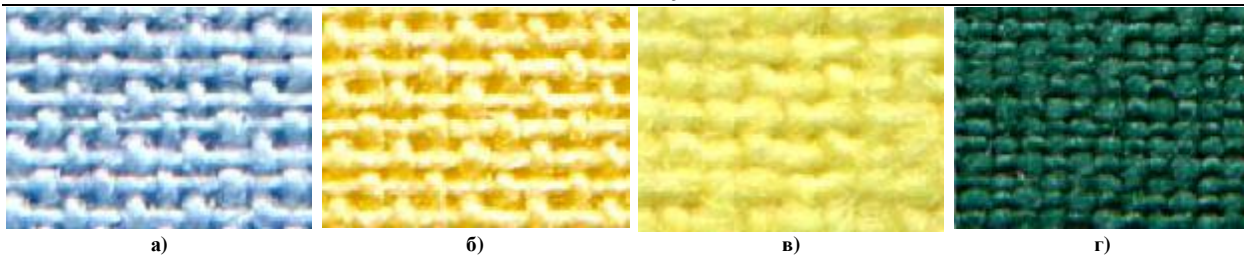


Рис. 2. а) тканина з поверхневою щільністю $h = 115 \text{ г/М}^2$ (арт. № 1В1928/180); б) тканина арт. № 1В1928/401; в) тканина з поверхневою щільністю $h = 238 \text{ г/М}^2$ (арт. № 1В3181/435); г) тканина з поверхневою щільністю $h = 163 \text{ г/М}^2$ (арт. № 5В0032/352)

Висновки

Отримані амплітудні залежності для імпульсного ультразвукового сигналу, що пройшов контрольовану тканину, та залежність для його фазового зсуву, які пов'язані безпосередньо з поверхневою щільністю. Розглянуті особливості розповсюдження ультразвукових коливань в тканинах, які залежать від різних розмірів пор та інших структурних показників тканин, що впливають на проходження хвиль. Показано, що для підвищення вірогідності контролю необхідно усунути похибки вимірювання, які викликані багаторазовим відбиттям від ниток та накладанням хвиль. Зазначене залежить ще й від положення самої тканини відносно перетворювачів, між якими вона розташовується, тому доцільно застосовувати імпульсний ультразвуковий сигнал при контролі поверхневої щільності.

Література

1. Здоренко В.Г. Дослідження безконтактного ультразвукового контролю поверхневої щільності тканин полотняного переплетіння / В.Г. Здоренко, С.В. Барилко // Вісник КНУТД. – 2011. – № 4 (60). – С. 27–31.
2. Здоренко В.Г. Ультразвуковий контроль поверхневої щільності тканин / В.Г. Здоренко, С.В. Барилко // Вісник ХНУ. – 2012. – № 1. – С. 82–88.
3. Визначення зміни пористості тканини за зміною амплітуди відбитої ультразвукової хвилі / [В.Г. Здоренко, С.В. Барилко, Н.М. Зашчепкіна та ін.] // Вісник КНУТД. – 2012. – №3. – С. 122–127.
4. Ермолов И.Н. Теория и практика ультразвукового контроля / Ермолов И.Н. – М. : Машиностроение, 1981. – 240 с.

References

1. Zdorenko V. G., Barylko S. V. Doslidzhennia bezkontaktного ultrazvukovoho kontroliu poverkhnevoi shchilnosti tkanyn polotnianoho perepletinnia // Bulletin KNUTD. – 2011. – №4(60). – P. 27–31. [in Ukrainian]
2. Zdorenko V. G., Barylko S. V. Ultrazvukovy kontrol poverkhnevoi shchilnosti tkanyn // Bulletin HNU. – 2012. – №1. – P. 82–88. [in Ukrainian]
3. Zdorenko V. G., Barylko S. V., Zashchepkina N. M., Sannikov V. Y., Chornomorchenko V. K. Vyznachennia zminy porystosti tkanyny za zminoiu amplitudy vidbytoi ultrazvukovoi hvyli // Bulletin KNUTD. – 2012. – №3. – P. 122–127. [in Ukrainian]
4. Ermolov I. N. Teoriya i praktika ultrazvukovogo kontrolya. Moscow, Mashaynostroenie, 1981. – 240 p. [in Russian]

Рецензія/Peer review : 7.3.2013 р. Надрукована/Printed :21.4.2013 р.
Рецензент: д.т.н., проф., зав. каф. ІТП КНУТД Щербань В. Ю.