



SKRYPT DO PRZEDMIOTU

ULTRADŹWIĘKI W MEDYCYNIE

autorzy:

dr inż. Lech Kilian

mgr inż. Aleksandra Raganowicz

Gdańsk, 2014.

Uzupełniono 2019

Spis treści

1. Wprowadzenie	4
2. Fizyczne podstawy techniki ultradźwiękowej.....	6
2.1 Fale akustyczne	6
2.2 Definicje akustycznych wielkości fizycznych i ich jednostki	8
2.3 Energia w polu ultradźwiękowym	11
2.4 Koncentracja energii ultradźwięków – promieniowanie i odbiór kierunkowy, ogniskowanie ..	12
2.5 Propagacja fal – odbicia i ugięcia, załamanie, efekty nieliniowe	13
2.6 Straty transmisyjne – straty na rozprzestrzenianie, tłumienie, rozpraszanie dźwięku	21
2.7 Zjawisko Dopplera	24
3 Rodzaje oddziaływania energii ultradźwięków na organizm.	26
3.1 Oddziaływanie ultradźwięków na tkanki biologiczne	26
3.2 Bezpieczeństwo badań	27
4 Przetworniki i głowice ultradźwiękowe.....	30
4.1 Technologia wykonywania przetworników (kształtek) piezoceramicznych	32
4.2 Rezonans mechaniczny kształtek	33
4.3 Schemat zastępczy przetwornika – analogie elektro-mechano-akustyczne	37
4.4 Głowice ultradźwiękowe	41
4.4.1 Głowice ultradźwiękowe - przykłady	47
5 Szczególne układy elektroniczne i metody obróbki sygnałów w urządzeniach ultradź.	50
5.1 Zagadnienia projektowe	50
5.2 Dopasowanie przetworników ultradźwiękowych do nadajników i odbiorników	54
5.3 Dynamika odbieranych sygnałów echa i metody jej kompresji	63
5.4 Filtracja sygnałów	66
5.5 Przemiana częstotliwości w odbiornikach	69
5.6 Detekcja i demodulacja sygnałów	71
5.7 Obróbka sygnałów dopplerowskich – metody fali ciągłej i impulsowej	72
5.8. Tomografia ultradźwiękowa. Diagnostyka piersi.....	75
5.9. Artefakty	82

5.10. Pomiary w ultrasonografii	83
5.11. Struktura ultrasonografu	84
5.12. Rodzaje zobrazowań w ultrasonografii	84
6 Rozwój form zobrazowań	88
6.1 Ultrasonografy analogowe	88
6.2 Ultrasonografy cyfrowe	95
6.3 Zobrazowania we współczesnych ultrasonografach	100
6.4 Aparatura standardowa.....	100
6.5 Zobrazowania trójwymiarowe.....	104
7 Podsumowanie.....	108
Bibliografia	110

1 Wprowadzenie

W czasach, gdy na świecie dominuje pokój, motorem rozwoju różnych dziedzin technologii jest skłonność ludzkości do przeznaczania należytych nakładów finansowych i organizacyjnych na – ogólnie- ochronę zdrowia (może niekiedy obok badań kosmosu i, mimo wszystko, militariów). Dotyczy to także zastosowań medycznych techniki ultradźwiękowej: techniki wytwarzania elementów i rozbudowanych struktur głowic ultradźwiękowych, konstruowania specyficznych rodzajów układów elektronicznych, tworzenia specyficznych metod komputerowej obróbki i zobrazowania sygnałów, wykorzystującej zarówno wyspecjalizowane procesory sygnałowe (DSP) jak też komercyjne komputery, opanowania i wykorzystywania efektów polowych (np. akustyki nieliniowej).

Z technicznego punktu widzenia istnieje wyraźny podział ultradźwiękowej aparatury medycznej na diagnostyczną i terapeutyczną. Urządzenia terapeutyczne są niekiedy bardzo zaawansowane technologicznie w zakresie wykonywania samych narzędzi, jednakże ich zasada działania i układy elektroniczne (tylko układy nadawcze) są bardzo proste w porównaniu z ultrasonografami i istnieją niekiedy ich komercyjne lub przemysłowe, popularne odpowiedniki (np. domowe nawilżacze powietrza o konstrukcji prawie identycznej jak inhalatory czy aparaty do wytwarzania aerozoli terapeutycznych). Wyjątek stanowią tu skomplikowane, wysokoenergetyczne aparaty – litotrypy – z precyzyjnym ogniskowaniem wiązki i „celownikami” rentgenowskimi lub ultrasonograficznymi.

W Polsce silną placówką badawczą w dziedzinie ultrasonografii i terapii ultradźwiękowej jest od wielu lat Zakład Ultradźwięków Instytutu Podstawowych Problemów Techniki PAN (strona www.zuhost.ippt.gov.pl/), kierowany obecnie przez prof. Andrzeja Nowickiego. Z placówką tą związany był organizacyjnie zakład produkcyjny TECHPAN w Puławach a obecnie współpracuje spółka ECHOSON (strona www.echoson.com.pl/) wytwarzająca rodzinę polskich ultrasonografów i skanerów ultradźwiękowych.

Także olsztyńska firma Dрамиński SA posiada osiągnięcia w omawianej dziedzinie - jest producentem mobilnych ultrasonografów a obecnie trwają badania kliniczne prototypu tomografu

ultradźwiękowego skonstruowanego we współpracy z naukowcami Wydziału Elektroniki Politechniki Wrocławskiej.

Istnieje liczna literatura, także polska, kierowana głównie do lekarzy, zawierająca jednak często w pierwszych rozdziałach podstawowe opisy wykorzystywanych zjawisk fizycznych a także opisy struktury urządzeń (zwłaszcza głowic ultradźwiękowych) oraz stosowanych form obrazowań. Główną treść tych książek słusznie jednak stanowią wskazania co do przygotowania i prowadzenia badań poszczególnych narządów i interpretacji uzyskiwanych obrazowań w aspekcie medycznym.

Co kilka lat ukazują się zawierające aspekty inżynierskie książki profesora Nowickiego, np ostatnio „Ultradźwięki w medycynie” czy wcześniej „Diagnostyka ultradźwiękowa – podstawy fizyczne ultrasonografii i metod dopplerowskich” albo „Podstawy ultrasonografii dopplerowskiej”. W swych książkach profesor Nowicki – inżynier wśród lekarzy - prowadzący liczne wykłady doskonalące wiedzę użytkowników aparatury ultrasonograficznej, skoncentrował się na opisie fenomenologii zjawisk polowych oraz na aspektach pomiarowych, aparaturowych i bezpieczeństwie badań.

Niniejszy skrypt jest przeznaczony właśnie dla przyszłych inżynierów specjalizujących się w elektronice biomedycznej. Autorzy postanowili zawrzeć w nim opis podstaw fizycznych zjawisk wykonywanych w technice ultradźwiękowej ze szczególnym uwzględnieniem aspektów inżynierskich: jednostek charakteryzujących pola, ośrodki i ustroje akustyczne, aspektów energetycznych oraz kształtowania sygnałów sondujących, metod przetwarzania i wizualizacji odbieranych sygnałów echa.

Wszystkie te zagadnienia pozostają niezmiennie i warto je opisać w formie książkowej, zaś nowinki dotyczące aktualnie produkowanych wersji aparatury pozostawić inwencji producentów na ich stronach internetowych.

2 Fizyczne podstawy techniki ultradźwiękowej

Śledząc tok nauczania fizyki na różnych poziomach i przeglądając podręczniki tego przedmiotu można z pewnym żalem stwierdzić, że akustyka na tle innych działów jest traktowana skromnie. Dlatego większość opracowań z różnych dziedzin akustyki rozpoczyna się od przedstawienia podstaw zjawisk fizycznych w stopniu niezbędnym w omawianej dalej dziedzinie i dlatego nigdy za wiele przekazów w tej sprawie.

2.1 Fale akustyczne

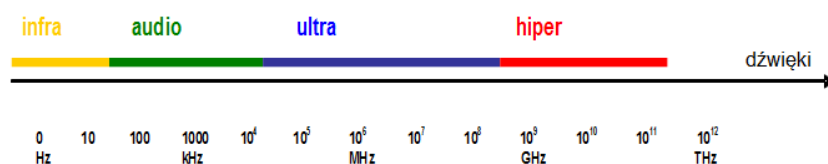
W popularnym ujęciu akustyka kojarzona bywa wyłącznie z dźwiękami słyszalnymi. Tymczasem definicja **fali akustycznej** mówi, że jest to **przenoszenie ze skończoną prędkością zaburzeń mechanicznych stanu ośrodka, niosące ze sobą energię**. Aby takie zaburzenie mogło się przenosić ośrodek musi być materialny (zaburzenia mają charakter mechaniczny - nie może być fal akustycznych w próżni) i sprężysty (nie ma transmisji w plastelinie). W definicji nie ma innych ograniczeń np. co do kształtu fal, stanu skupienia ośrodka czy częstotliwości. Dlatego fale nie muszą być czysto harmoniczne, a przeciwnie – zwykle mają złożony kształt (np. impulsu) a przez to widmo, zaś przyjmowanie harmonicznego modelu jest chętnie praktykowane ze względu na matematyczną prostotę analiz.

Fale rozchodzą się w gazach, cieczach i ośrodkach stałych. Im bardziej uporządkowana jest struktura ośrodka tym mniejsze są straty energetyczne podczas transmisji. Rzadkie, lekkie i drgające w sposób niefrakcyjny cząsteczki gazu są gorszym materiałem transmisyjnym niż np. cięższe i trzymane w ryzach sieci krystalicznej cząsteczki metali.

Ze względu na kierunek ruchu cząsteczek (orientację rozkładu ich zagęszczeń i rozrzedzeń) względem kierunku rozchodzenia się fali wyróżnia się kilka rodzajów fal. W gazach i cieczach nie posiadających sprężystości postaciowej mogą się rozchodzić tylko fale podłużne, zaś w materiałach ze sprężystością postaciową – także fale poprzeczne, giętne, skrętne, powierzchniowe i inne. Nie występuje natomiast polaryzacja fal akustycznych, o czym nieczęsto wspomina się porównując je do fal elektromagnetycznych.

Zakres częstotliwości widma fal akustycznych zaczyna się od ułamków herców (infradźwięki –

pasmo stanowiące np. domenę geoakustyki). Przyjęto, że od 20Hz zaczyna się pasmo dźwięków słyszalnych, choć ze względu na psychofizjologiczne własności słuchu ludzkiego dźwięki o tak niskich częstotliwościach słychać dopiero od natężeń kilkadziesiąt decybeli (kilka rzędów w mierze liniowej) wyższych od dźwięków 2 – 3 kilohercowych, na które organ słuchu reaguje najczulej. Podobnie jest w okolicach częstotliwości 20kHz, przyjętej w audioakustyce za górną granicę dźwięków słyszalnych. Powyżej górnej granicy słyszenia rozpoczyna się pasmo ultradźwięków, w którym pracują [1] systemy hydroakustyczne, narzędzia przemysłowe, defektoskopy, urządzenia optoakustyczne oraz narzędzia i ultrasonografy medyczne. Górna granica właśnie za sprawą ultrasonografii przesuwana się w coraz wyższe rejony sięgając obecnie 100MHz. Aż do ok. 3GHz sięga natomiast granica hiperdźwięków wykorzystywanych do niektórych badań właściwości fizyko – chemicznych materiałów i w mikroskopii akustycznej.



Rys. 1 Dziedziny akustyki na skali częstotliwości.

Formalnie fale akustyczne opisuje **równanie falowe**, wyprowadzone na podstawie drugiego prawa Newtona, zależności termodynamicznej między ciśnieniem a objętością środowiska oraz równania ciągłości strugi. W najprostszej formie, dla fali płaskiej rozchodzącej się wzdłuż osi x , równanie to ma postać:

$$\frac{\partial^2 \Phi}{\partial t^2} = c^2 \frac{\partial^2 \Phi}{\partial x^2}$$

z odpowiednimi warunkami brzegowymi, gdzie t jest czasem, c prędkością propagacji fali w ośrodku zaś Φ jest tzw. akustycznym potencjałem prędkości, który nie powinien być mylony z prostymi, popularnymi skojarzeniami nazwy „potencjał akustyczny” jak np. – w skali makro – z zespołem rockowym wyposażonym w wielokilowatowe nagłośnienie, który zaraz uderzy w struny i klawisze lub, w nieco mniejszej skali, z niemowlakiem, który z przyczyn fizjologicznych szykuje się do podniesienia wrzasku, mimo wyposażenia w najnowocześniejszy model pieluch.

Dla fali kulistej najprostsza forma równania występuje dla współrzędnych sferycznych, dla gęstej – w walcowych itp. Warto przy okazji zaznaczyć, że choćby dla uproszczenia formalistyki zapisów równań i prostszej interpretacji zjawisk różne postacie fal chętnie uznaje się za lokalnie płaskie (np. dla fali kulistej w dostatecznej odległości od źródła).

2.2 Definicje akustycznych wielkości fizycznych i ich jednostki

Definiowanie wielkości akustycznych rozpoczyna się na ogół od **wychylenia** x **cząstki** [m] **z położenia równowagi**, jej **prędkości** v (pierwszej pochodnej wychylenia po czasie – nie należy jej utożsamiać z prędkością propagacji fali c) i **przyśpieszenia** a (drugiej pochodnej). Z technicznego punktu widzenia są to wielkości małowartościowe, bo trudno mierzalne lub w ogóle niemierzalne (np. w gazach). Można, przy pewnej fatydze, zmierzyć np. amplitudę wychyleń cząstek tworzących membranę silnie pobudzanego głośnika, ale już by zmierzyć amplitudę drgań cząstek powierzchni przetwornika ultradźwiękowego (rzędu ułamków mikrometra) trzeba się pofatygować znacznie bardziej, uciekając się do laserowych (akustooptycznych [1]) metod pomiarowych. Z pomiarami prędkości i przyśpieszeń cząstek jest jeszcze gorzej.

Pożyteczną technicznie wielkością jest natomiast **ciśnienie akustyczne** p_a , mierzone reagującymi właśnie na tę wielkość geofonami, mikrofonami, hydrofonami i innego autoramentu przetwornikami odbiorczymi. Otwarcie mówiąc pomiary te wymagają niekiedy także pewnego trudu, a zwłaszcza wysiłku intelektualnego potrzebnego do wyeliminowania czyhających często pułapek w rozkładzie pola akustycznego. Ciśnienie akustyczne oznacza przyrost ciśnienia, względem średniego ciśnienia statycznego, spowodowany wytrąceniem cząstek ośrodka ze stanu równowagi. Jednostką tej skalarnej wielkości jest Paskal [Pa], odpowiadający oddziaływaniu siły 1 niutona na powierzchnię 1 metra kwadratowego.

Impedancja akustyczna z_a jest równie, choć nie bezpośrednio ze względów pomiarowych, pożyteczną wielkością. Przez analogie do swego odpowiednika elektrycznego pozwala bowiem łatwo tłumaczyć i rozumieć takie zagadnienia jak transmisja energii fal akustycznych na granicach ośrodków, dopasowanie akustyczne oraz w dość jednoznaczny i pełny sposób charakteryzuje właściwości akustyczne ośrodków. Jej definicja słowna jest niejako bardzo ogólna – określa się, że impedancja akustyczna jest miarą reakcji ośrodka na falę akustyczną.

Sprawę precyzuje wzór definicyjny:

$$z_a = \frac{P_a}{v}$$

który mówi, że wielkość impedancji zależy od tego jaką prędkością są skłonne zareagować cząstki ośrodka na zadane ciśnienie akustyczne.

Można się spodziewać sporych reakcji lekkich i rzadkich cząsteczek np. gazów (mała impedancja) i mizernych reakcji ze strony opastych i gęsto rozmieszczonych cząstek np. metali (wielka impedancja). W ogólności może istnieć opóźnienie (przesunięcie fazowe) reakcji, w związku z czym impedancja może mieć charakter zespolony. W większości niewiele stratnych ośrodków, mających do czynienia z falą przynajmniej lokalnie płaską, przesunięcia te są jednak pomijalne i impedancja staje się rezystancją r_a , dającą się obliczyć ze wzoru, którego formę można było podejrzewać na podstawie wyżej przedstawionych dywagacji:

$$r_a = \rho c$$

gdzie ρ jest gęstością ośrodka, zaś c przyzwoicie mierzalną prędkością propagacji fali akustycznej w tym ośrodku. Nie ma zatem większych problemów z określeniem wartości tej wielkości, a problemy te całkiem znikają, gdy jest możliwość spojrzenia do tablic fizycznych [2], gdzie stabilizowane są wartości gęstości, prędkości fali jak i samych impedancji dla wielu ośrodków.

Jednostką impedancji akustycznej jest Rayl posiadający wymiar $[\text{kg} \cdot \text{m}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}]$.

Tab. 1. Przykładowe wartości oporności akustycznej r_a (wszystkie podane wartości $\times 10^6$ Raylów)

powietrze	4·10 ⁻⁴
woda	1,49
tkanka miękka, mięśnie, krew, nerki, skóra, wątroba, mózg	ok.1,6 (różnice na drugim miejscu po przecinku)
kości	ok. 3,5 – 7,5
gliceryna	2,5
plexi, epoxy	3,2
aluminium	17
mosiądz	31
stal	45
ceramika piezoelektryczna	ok.30

Z przykładów tych wynika, że ciało człowieka ma praktycznie tę samą impedancję akustyczną co woda. Metale i ceramika, z której wykonywane są przetworniki ultradźwiękowe, mają impedancję kilkanaście razy wyższą, lecz istnieją łatwe do obróbki materiały o impedancji pośredniej, nadające się do tworzenia warstw pośredniczących w transmisji dźwięku z przetwornika do organizmu. Ogromną barierę impedancyjną może natomiast tworzyć powietrze (i inne gazy), stąd konieczność eliminowania nawet najcieńszych jego warstewek z drogi propagacji fali – konieczność zwilżania, smarowania powierzchni głowic przy kontakcie z ciałem (w książkach dla lekarzy bywają całe rozdziały traktujące o żelach sprzęgających [3][Palmer 2000]). Organy zawierające powietrze -(płuca, jelita, pusty pęcherz) również stanowią bariery nie do przebycia dla fal ultradźwiękowych i na -zobrazowaniach można uzyskiwać tylko obrysy tych organów.

Natężenie dźwięku J_a jest definiowane jako ilość energii akustycznej w jednostce czasu przepływającej przez jednostkową powierzchnię prostopadłą do kierunku rozchodzenia się fali. Jest więc gęstością mocy akustycznej wyrażaną w watach na metr kwadratowy (w ultrasonografii często w [mW/cm²]). Trudniejsze do bezpośredniego pomiaru, jednak ponieważ z ciśnieniem akustycznym wiąże je zależność:

$$J_a = \frac{p_a^2}{2z_a}$$

gdzie p_a jest amplitudą ciśnienia, można je zatem określać w sposób pośredni, przez wymnożenie ze sobą pomierzonej wartości ciśnienia z odpowiednim współczynnikiem. Większość pomiarów ma charakter względny (w skali decybelowej) i wtedy nie ma zmartwienia z wartością impedancji ośrodka (wartością współczynnika), lecz trzeba pamiętać o przyjętych powszechnie poziomach odniesienia. Dla audioakustyki poziom 0dB odpowiada ciśnieniu $2 \cdot 10^{-5}$ Pa (próg słyszenia przy częstotliwości 1kHz), zaś dla techniki ultradźwiękowej ciśnieniu 1Pa (w dawnych opracowaniach 1μPa).

Moc akustyczna jest definiowana jako powierzchniowa całka z natężenia akustycznego, obliczana po interesującej powierzchni przepływu, prostopadłej do kierunku przepływu fali. Traktując energię jako podstawę definicji, moc jest wartością energii w danym momencie czasu. Jednostką mocy akustycznej jest wat. Aby ją zmierzyć w polu należałoby zatem wykonać wiele pomiarów natężenia, odpowiednio zsumować je i uśrednić. Zamiast takiej żmudnej pracy

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

Sformatowano: Czcionka: Nie Pogrubienie

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

Sformatowano: Indeks dolny

Sformatowano: Indeks górny

promieniowaną moc akustyczną można określić na podstawie znajomości natężenia na jednym kierunku i funkcji określającej rozkład pola w przestrzeni (charakterystyki kierunkowej przetwornika przy nadawaniu). Szczęśliwie często można ją wyznaczyć inaczej – przez pomiar (też niełatwy) mocy elektrycznej oddawanej do przetwornika i znaną (lub przynajmniej szacowaną) sprawność przemiany mocy elektrycznej w akustyczną dla stosowanego przetwornika (zwykle rzędu kilkudziesięciu procent).

2.3 Energia w polu ultradźwiękowym

Elektrycy i elektronicy, przyzwyczajeni do tego, że prąd stały nadaje się do wykorzystania energetycznego równie dobrze jak prądy zmienne, nie są skłonni natychmiast kojarzyć przekazanej im przy okazji omawiania zjawisk kinematycznych oczywistej wiedzy o tym, że w świecie materialnym trzeba się tym bardziej (i to z kwadratem) napracować, im z większą częstotliwością wykonuje się zadanie. Formalnie – np. wielkość energetyczna, jaką jest gęstość energii akustycznej w czasie, czyli natężenie fali akustycznej J_a dla przebiegu harmonicznego określa wzór:

$$J_a = \frac{1}{2} z_a A^2 \omega^2$$

gdzie z_a jest impedancją ośrodka, A jest amplitudą wychyleń cząstek a $\omega = 2\pi f$ pulsacją fali (f – częstotliwością).

Aby zdać sobie sprawę z możliwości energetycznych przedstawić można następujący, spektakularny przykład:

- niech amplituda drgań powierzchni przetwornika promieniującego raz do powietrza a innym razem do wody będzie tak mała, że nie tylko niezauważalna ale i trudnomierzalna, bo równa $1\mu\text{m}$;
- niech przetwornik drga na częstotliwości 20kHz .

W powietrzu natężenie J_a będzie równe $3,4\text{W/m}^2$ ($0,34\text{mW/cm}^2$), ale w wodzie aż 12kW/m^2 ($1,2\text{mW/cm}^2$).

- niech przetwornik drga na częstotliwości 1MHz .

Już w powietrzu natężenie wynosi $8,5\text{kW/m}^2$ ($0,85\text{W/cm}^2$), a w wodzie osiąga niewyobrażalną wartość 30MW/m^2 czyli 3kW/cm^2 . Nie można zatem zmusić przetwornika do drgań o tak niby mizernej amplitudzie na tej (a nawet o wiele niższej) częstotliwości.

Przykład ten uzmysławia potencjalne możliwości energetyczne ultradźwięków

w wysokoenergetycznych zastosowaniach (narzędzia przemysłowe) a jednocześnie może stanowić uzasadnienie pewnej rezerwy, z jaką spotykały się w pierwszym okresie ultradźwięki w zastosowaniach medycznych oraz obecny pilny nadzór nad ich dawkowaniem.

2.4 Koncentracja energii ultradźwięków – promieniowanie i odbiór kierunkowy, ogniskowanie

Większość narzędzi ultradźwiękowych wymaga przeniesienia energii z drgającej powierzchni przetwornika na narzędzie. Jest to problem na ogół stosunkowo prosty – stosuje się tzw. **koncentratory** w kształcie odwróconej pełnej, metalowej tuby – sklejone większą podstawą z powierzchnią przetwornika i narzędziem mocowanym do wierzchołka. Działają one jak tuba w audioakustyce, tyle, że „w odwrotną stronę” – transformują małe wychylenia dużej powierzchni przetwornika na duże wychylenia wierzchołka i działają na ogół na częstotliwości rezonansu mechanicznego ustroju przetwornik-koncentrator-narzędzie i dzięki temu z wyższą sprawnością przemiany energii.

W przypadku **przenoszenia energii do gazu – najczęściej powietrza** (syreny, „czujki” ultradźwiękowe) – cienkie kształtki ceramiczne wprawiane są w rezonansowe (znów wysoka sprawność przemiany) drgania giętne, podobnie jak metalowe języczki organków lub harmonii. Swobodny (nieumocowany) koniec zawile wykonanej niekiedy kształtki musi osiągać znaczne amplitudy drgań, by przenieść energię do rzadkiego otoczenia - gazu.

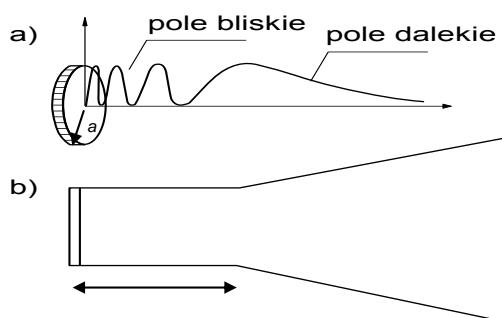
Bardziej skomplikowane sytuacje występują w zdecydowanej większości systemów echolokacyjnych, wymagających **kierunkowego promieniowania i odbioru sygnałów**.

Podstawą promieniowania kierunkowego jest interferencja fal w polu akustycznym. Gdy nie ma warunków do jej powstawania nie ma sposobu, by fale promieniować kierunkowo. Jest tak, gdy fale promieniuje punkt w nieograniczony ośrodek – promieniuje bezkierunkowo fale kulistą aż do granic ośrodka, gdzie mogą powstawać interferencje fali padającej i odbitej i może np. powstać tzw. efekt zwierciadlany Lloyda: promieniujący punkt znajduje swe odbicie i zachowuje się jak dipol. **Dipol** – dwa promieniujące punkty - ma już właściwości kierunkowe, bo istnieją w polu kierunki interferencji konstruktywnych (maksimów pola) i destruktywnych (teoretycznie zerowych ciśnień czy natężeń) fal promieniowanych przez oba punkty.

Idealne interferencje mogą zachodzić tylko dla fal okresowych – różniących się od siebie

tyko fazą. Im bardziej złożone (np. szerokopasmowe) sygnały, tym bardziej złożony mechanizm interferencji i mniej wyraźne ich efekty. W skrajnym wypadku sygnałów nieskorelowanych – o charakterze idealnego, białego (o nieskończonym paśmie) szumu, interferencje są doskonale przypadkowe i nie może być efektów kierunkowych.

Ogólnie – w dziedzinie fal obowiązuje nie lubiana przez teologów i socjologów ale powszechna w przyrodzie **zasada relatywizmu**. Charakter wszystkich zjawisk, nie tylko przy promieniowaniu ale też przy odbiciach, ugięciach, odbiorze fal zależy właśnie od relacji **między rozmiarami tzw. apertury ustroju akustycznego a długością fali** (apertura jest bardzo ogólnym pojęciem, bardziej nawet niż powierzchnia, może bowiem prócz nieregularności być nieciągła – „dziurawa”). Ponieważ, jak wiadomo długość fali zależy wprost od prędkości propagacji dźwięku w ośrodku i odwrotnie od częstotliwości drgań, ten sam obiekt, np. głośnik może być promieniującym bezkierunkowo punktem dla długich – kilkumetrowych - basów, lub rozległą aperturą dla parocentymetrowych popiskiwań promieniowanych bardzo kierunkowo). Podobnie jest z przeszkodami – dla niskich częstotliwości mogą być omijane lub powodować tylko ugięcie fali, dla częstotliwości wysokich – być rzeczywistą przeszkodą odbijającą fale. Dlatego od im mniejszych obiektów chcemy uzyskiwać echa, tym krótsze (o wyższej częstotliwości) fale musimy stosować. Należy też pamiętać, że fale o tej samej częstotliwości są np. w wodzie około pięciokrotnie dłuższe niż w powietrzu, zaś w ciałach stałych nawet kilkudziesięciokrotnie.



Rys.2. Rozkład ciśnienia na osi akustycznej przetwornika w polu bliskim i dalekim (a)
przekrój objętości, w której rozprzestrzenia się fala akustyczna (b).

W bezpośredniej bliskości (w tzw. **polu bliskim**, zwanym także strefą Fresnela) drgającej harmonicznie powierzchni - np. okrągłego przetwornika - fala rozchodzi się w objętości cylindra, którego podstawą jest przetwornik (Rys.2)

Gdy zmierzyć rozkład ciśnienia akustycznego oddalając się od przetwornika np. wzdłuż osi cylindra (osi akustycznej) okaże się, że występuje wiele maksimów i minimów zmierzonych wartości ciśnienia (rys.2a). Te częste zmiany są wynikiem interferencji fal wytwarzanych przez każdy z punktów powierzchni w warunkach szybkich zmian geometrii układu, a więc szybkich zmian relacji fazowych między falami wytwarzanymi przez poszczególne punkty powierzchni przetwornika. W obliczu takiego „bałaganu polowego” strefa ta, w sytuacji pobudzania przetwornika harmonicznym, długim, wąskopasmowym sygnałem, nie nadaje się do wykorzystania w celu uzyskania porządnego zobrazowania ultrasonograficznego. Ratunkiem może tu być wstawienie między powierzchnię przetwornika a ciało pacjenta warstwy pośredniczącej (nakładki), w której zawrze się pole bliskie, zaś organy pacjenta znajdują się w bardziej uporządkowanej pod względem rozkładu pola strefie dalekiej. Obecnie nakładki takie wytwarza się ze zmodyfikowanego, miękkiego PCW, zwanego proxonem.

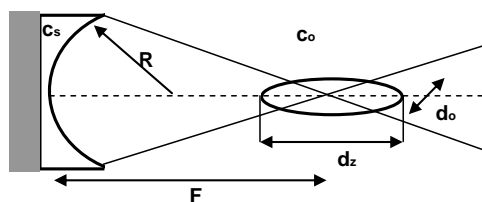
Szczęśliwie, w przypadku stosowania krótkich impulsów sondujących o szerokim widmie częstotliwościowym warunki interferencji w polu bliskim psują się, w związku z czym następuje wygładzenie zmienności ciśnienia. Szerzej ten problem jest omówiony w- [4][~~Kremer 1996~~].

Sposobem uporządkowania pola bliskiego jest **ogniskowanie wiązki**. Można to uczynić stosując przetwornik w kształcie czaszy lub, co jest częściej praktykowane, przyklejając soczewkę ogniskującą do przetwornika płaskiego. Soczewki fizyczne wykonywane są z plexi, epoksydów, poliuretanów a więc materiałów transmitujących fale akustyczne szybciej niż woda czy tkanki ludzkie. Odwrotnie jest w optyce, gdzie prędkość fali świetlnej w szkłe czy plexi jest mniejsza niż w powietrzu. Konsekwencją tego jest zaskakujący laika fakt, że fale akustyczne są skupione przez soczewki wklęsłe.

Sprawa staje się jednak jasna, jeśli jednak rozpatrzyć czasy przejścia fali przez poszczególne fragmenty soczewki i otaczającego ją ośrodek. Widać ugięcie czoła fali w kształt czaszy, ogniskującej w naturalny sposób pole. Nota bene popularna nazwa „czoło fali” precyzyjniej brzmi: "powierzchnia equifazowa" czyli powierzchnia, na której nie ma przesunięcia między fazami fal

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny)
Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj
pisowni ani gramatyki

kulistych, generowanych, zgodnie z prawem Huygensa , przez poszczególne punkty powierzchni zewnętrznej soczewki. Powstające ognisko nie jest punktem, a w przybliżeniu elipsoidą obrotową, o dłuższej osi umieszczonej szczęśliwie wzdłuż osi akustycznej.



Rys.3. Kształt ogniska soczewki akustycznej.

Tu szczęśliwa okoliczność polega na tym, że uzyskuje się uporządkowane pole o mniejszym przekroju poprzecznym odpowiedzialnym za rozdzielczość w tym przekroju, natomiast wymiar wgłębny ogniska pozwala na uzyskiwanie przyzwoitych zobrazowań z większego zakresu zasięgów. Rozdzielczość zobrazowania w tym wymiarze (wgłębna) jest bowiem warunkowana połową długości impulsu sondującego a nie wymiarem strefy ogniskowania. Obowiązuje oczywiście zasada, że im większa apertura soczewki (a więc i przetwornika) względem długości fali tym mniejsze oba wymiary ogniska (czy lepiej: strefy ogniskowania). Dla uzyskania jeszcze większej głębi ostrości stosowano kilka soczewek o różnych ogniskowych mechanicznie przemieszczanych przed kształtką w kolejnych cyklach transmisji ultrasonografu.

Przyczyna niepunktowego kształtu ogniska jest inna, niż efekty zniekształceń ogniska w optyce, biorące się z braku możliwości technologicznych wykonania soczewki z nierównościami mniejszymi niż nanometrowa długość fali świetlnej. O ile bowiem nawet milimetrowej średnicy soczewka optyczna ma aperturę 5 rzędów większą od długości fali i gdyby była idealnie zrobiona miałaby ognisko w formie idealnego punktu, o tyle przykładowo przetwornik czaszowy lub soczewka akustyczna o średnicy 1cm mają wymiar tylko o jeden rząd większy od jednomilimetrowej fali przy częstotliwości 1,5MHz. Przy takich relacjach nie można stosować modelu adekwatnego dla optyki geometrycznej, gdzie skupianie pola jest rzeczywiście takie, że promienie można traktować jako prawie nieskończenie cienkie półproste, ogniska jako punkty itp.

Do projektowania soczewek akustycznych, a także omówionych później elektronicznych, przydatne są wzory (oznaczenia jak na Rys. 3 powyżej, c z indeksami to prędkość dźwięku

w soczewce i ośrodku):

Przydatne do projektowania soczewki są następujące wzory [2]:

- odległość ogniska (ogniskowa) F :

$$F = \frac{R}{1 - \frac{c_2}{c_1}}$$

gdzie R jest promieniem krzywizny soczewki, c_1 prędkością propagacji fali w soczewce, c_2 prędkością propagacji fali w ośrodku;

- średnica strefy ogniskowania mierzona między odległościami od osi akustycznej, gdzie ciśnienie spada do połowy wartości na osi (-6dB):

$$d_{-6dB} = 1,42 \cdot \lambda \cdot F \cdot (a)^{-1}$$

gdzie a jest promieniem soczewki (przetwornika sferycznego), λ długością fali w ośrodku;

średnica strefy ogniskowania mierzona między odległościami od osi akustycznej, gdzie ciśnienie spada do zera:

$$d_0 = 1,7 d_{-6dB}$$

- przybliżona długość strefy ogniskowania:

$$d_z = 1,22 \cdot \lambda \cdot (F/a)^2.$$

Poza strefą bliską pole akustyczne staje się rozbieżne (rys. 1b2b). Wskutek złagodzenia warunków geometrycznych interferencji, tzn. minimalizacji różnic w odległościach między punktami osi akustycznej a punktami powierzchni przetwornika, **pole dalekie** (strefa Fraunhofera) wzdłuż osi porządkuje się. Rozbieżność wiązki powoduje wzdłuż osi akustycznej zmniejszanie gęstości mocy (natężenia akustycznego) w polu w sposób, w jaki rośnie powierzchnia podstawy tworzonego stożka, czyli z kwadratem odległości od przetwornika. Ciśnienie akustyczne maleje zatem proporcjonalnie do wzrostu odległości.

Poza osią akustyczną w polu dalekim w dalszym ciągu istnieją warunki do konstruktywnych i destruktywnych interferencji. Powstaje rozkład pola opisywany funkcją zwaną **charakterystyką kierunkową**, definiowaną jako stosunek ciśnienia (natężenia) dźwięku mierzonego na kierunku (w mierze kątowej) bieżącym do ciśnienia maksymalnego, panującego na osi akustycznej (w praktyce niekoniecznie będącej osią geometryczną przetwornika). Funkcja ta przybiera w mierze

geometrycznej wartości od zera (na kierunkach całkowitego wygaszenia fali) do jedności na kierunku (lub kierunkach) maksimów pola. Charakterystyka natężeniowa jest kwadratem charakterystyki ciśnieniowej, jednak wyrównują się one w mierze decybelowej, gdzie dla natężenia obowiązuje przed logarytmem współczynnik 10, zaś dla ciśnienia 20. W tej mierze funkcja przyjmuje wartości od zera decybeli na kierunkach maksimów do $-\infty$ decybeli na kierunkach wygaszania pola. Dla prostego przypadku przetwornika prostokątnego o wymiarach $a \times b$ z równomiernym rozkładem drgań na powierzchni (drgającego tłokowo) charakterystyka kierunkowa ma postać:

$$f(\phi, \theta) = \frac{\sin x}{x} \cdot \frac{\sin y}{y}$$

$$\text{gdzie } x = \frac{\pi a}{\lambda} \sin \phi \cdot \cos \theta, \quad y = \frac{\pi b}{\lambda} \sin \theta \cdot \sin \phi,$$

ϕ, θ są kątami bieżącymi w elewacji i azymucie, λ jest długością fali w ośrodku. Należy mieć na uwadze przyjęcie odpowiedniego układu współrzędnych tak, by funkcja nie zerowała się na kierunku $(0^\circ, 0^\circ)$ przyjmowanego zwykle jako kierunek osi akustycznej.

Funkcja ta ma maksimum zwane listkiem głównym charakterystyki i, rozmieszczone symetrycznie (przynajmniej w teorii), maksima lokalne – listki boczne. Dla idealnych drgań tłokowych prostokąta wartość pierwszego listka bocznego wynosi $-13,2\text{dB}$. (dla przetwornika okrągłego: $-17,5\text{dB}$). Ponieważ przy pomiarach ciśnienia nie rozróżnia się faz przebiegu (mierzy się amplitudę lub wartość skuteczną ciśnienia) na wykresach pomiarowych podaje się moduł opisywanej funkcji.

Listki boczne są źródłem pojawiania się z fałszywych, nie pokrywających się z osią akustyczną, zakłócających ech. Jedynym sposobem redukcji ich poziomu jest wytworzenie innego niż tłokowy rozkładu drgań na powierzchni przetwornika. Ogólnie - drgania powinny mieć większe amplitudy w centrum, mniejsze po brzegach przetwornika (np. rozkład drgań typu „cosinus na piedestale”). Jest to możliwe w przypadku stosowania apertur wieloelementowych (mozaikowych), umożliwiających redukcję listków bocznych kosztem poszerzenia listka głównego, co z kolei można niwelować konstruując aperturę o większej powierzchni.

Jeszcze ogólniej - między funkcją opisującą rozkład drgań na aperturze a funkcją opisującą kształt charakterystyki kierunkowej w polu dalekim jest związek poprzez transformatę Fouriera .

Obie te funkcje można traktować jako parę wzajemnie odwrotnych transformat i w ten sposób projektować wymagane kształty charakterystyk. Wykonując stosunkowo łatwy pomiar charakterystyki kierunkowej można też, dzięki wskazanym związkom określać o wiele trudniej mierzalny rozkład drgań na aperturze, co daje informacje o jakości np. całej wykonanej głowicy i dlatego tyle miejsca poświęcone zostało dywagacjom o polu dalekim mimo, że zdecydowana większość badań ultrasonograficznych (oprócz np. badań z użyciem głowic bez soczewek i nakładek dystansujących) odbywa się w polu bliskim.

Fenomenologia **odbioru kierunkowego** fal jest całkiem odmienna niż promieniowania kierunkowego. Pole akustyczne jest przy odbiorze ukształtowane i przetwornik odbiorczy może swoją obecnością co najwyżej je zniekształcić np. niepotrzebnie odbijając falę akustyczną. Kształtowanie charakterystyki kierunkowej po stronie odbiorczej odbywa się natomiast po stronie elektrycznej, w węźle sumującym ładunki powstające na poszczególnych elementach apertury przetwornika. Najłatwiej rozpatrzyć to na przykładzie apertury liniowej, składającej się z wielu identycznych, pojedynczych przetworników, na którą pada płaska, harmoniczna fala podłużna. Załóżmy, że każdy przetwornik reaguje zaindukowaniem na swej niemasowej okładce ładunków dodatnich przy dodatnich (ściskających) amplitudach ciśnienia fali i zaindukowaniem ładunków ujemnych przy amplitudach ujemnych (rozciągających). Jednakowa reakcja wszystkich tych elementów na padającą falę może nastąpić tylko wtedy, gdy fala pada z kierunku ortogonalnego do linii. Wówczas na powierzchniach przetworników indukują się jednakowe ładunki (np. maksymalne w momentach występowania strzałki ciśnienia fali) i zgodnie sumują się w węźle. Inaczej jest, gdy fala dociera z innych kierunków, bowiem jej powierzchnia equifazowa dociera do poszczególnych elementów w różnym czasie i w wybranym momencie sumują się różne ładunki. Skrajnie wynik sumowania może być zerowy (ładunki dodatnie i ujemne zniosą się), jeśli na aperturze powstanie symetryczny względem wartości zerowej rozkład ciśnień fali akustycznej. Identycznie działają zresztą pojedyncze przetworniki, bowiem sumowanie ładunków z ich poszczególnych fragmentów następuje już na okładkach przetwornika.

Powyżej przedstawione zostały tylko fizyczne aspekty kierunkowości po stronie nadawczej i odbiorczej. Istnieją metody elektronicznego oddziaływania na sygnały tak, by uzyskiwać zogniskowanie lub odchylenie wiązek (np. tzw. soczewka elektroniczna zamiast fizycznej). Zagadnienia te są omówione przy opisie konstrukcji głowic ultrasonografów. Z przedstawionego

mechanizmu wynika, że kierunkowy przetwornik odbiorczy nie może być małym względem długości fali (skrajnie – nie może być przetwornikiem punktowym) podobnie, jak to się dzieje z promieniowaniem kierunkowym. Analogia rozciąga się dalej, bowiem kształt charakterystyk kierunkowych przy nadawaniu i odbiorze jest identyczny, jeśli jest to przetwornik nadawczo – odbiorczy lub przy nadawaniu i odbiorze pracują przetworniki o identycznych aperturach. Jest tak mimo całkiem odmiennej definicji charakterystyki kierunkowej przy odbiorze w stosunku do definicji dla przetworników nadawczych. Definicja charakterystyki odbiorczej nie dotyczy bowiem aspektów polowych a już elektrycznych i mówi o funkcji określającej ile razy wielkość elektryczna (lub moc sygnału) na wyjściu węzła sumującego jest mniejsza na kierunku bieżącym w stosunku do osi akustycznej. Przedstawiona idea odbioru kierunkowego wymagającego rozległych względem długości fali apertur jest słuszna przy założeniu, że fala ma dostęp tylko do jednej strony przetwornika, co zawsze ma miejsce w przypadku głowic ultradźwiękowych. Dla porządku wypada jednak wspomnieć o tzw. mikrofonach gradientowych - reagujących na różnicę ciśnień po obu stronach swej membrany, dostępnych dla padającej fali akustycznej. Różnica jest zerowa, gdy fala dociera z kierunku równoległego do płaszczyzny membrany, natomiast maksymalna dla kierunku ortogonalnego. W efekcie mikrofony takie mają charakterystykę „ósemkową”, co jest przydatne w technice nagłośnień.

2.5 Propagacja fal – odbicia i ugięcia, załamanie, efekty nieliniowe

Odbicia fal ultradźwiękowych od różnych struktur w organizmie – struktur różniących się wartościami impedancji akustycznej czyli iloczynem gęstości i prędkości propagacji fali akustycznej – są podstawą obrazowania tkanek w ultrasonografii.

Właśnie znajomość wartości impedancji akustycznej ośrodków pozwala określić, jaka część energii fali płaskiej (przynajmniej lokalnie) padającej prostopadle na rozległą względem długości fali, płaską granicę przeniknie do następnego ośrodka, jaka zaś zostanie odbita. Fizyczne warunki brzegowe na granicy ośrodków o impedancjach z_1 i z_2 są takie, że całkowite ciśnienie i prędkości akustyczne fal muszą być równe po obu stronach granicy.

Wówczas **współczynnik odbicia R** , równy stosunkowi amplitud składowych ciśnień fali padającej na granicę i odbitej określa znane równanie Fresnela:

$$R = \frac{z_1 - z_2}{z_1 + z_2}$$

zaś **współczynnik przenikania** $\Gamma = 1-R$.

Należy zauważyć, że współczynnik może być ujemny, co oznacza odwrócenie fazy ciśnienia w fali odbitej. Dla natężeń fali wartości te należy podnieść do kwadratu.

W identycznych warunkach, przy ukośnym padaniu fali obowiązuje znane z optyki prawo Sneliusa określające **kąt załamania** α (mierzony od normalnej do granicy) fali po pokonaniu granicy:

$$\sin \alpha_2 = \frac{c_2}{c_1} \sin \alpha_1$$

Zmiana prędkości propagacji w ośrodku nie musi odbywać się w sposób skokowy. Na przykład nierównomierny rozkład temperatur w tkance powoduje zmiany tej prędkości. W takim wypadku następują ugięcia trasy propagacji fali. Zgodnie z prawem Huygensa, mówiącym, że każdy pobudzony punkt ośrodka materialnego staje się źródłem fali kulistej ugięcia mogą także wystąpić na brzegu odgrady lub na jej krzywiznach czy też na obiektach małych względem długości fali. Obok wspomnianej zasady relatywizmu **zasada Huygensa** ma fundamentalne znaczenie dla interpretacji zjawisk akustycznych. Trzeba znowu pamiętać, że zasada ta obowiązuje nie tylko przy promieniowaniu fal, bowiem źródłem pobudzenia może być właśnie wytworzona gdzie indziej fala, padająca np. na przeszkodę i stającą się w ten sposób źródłem nowych fal. Przykładem fundamentalizmu zasady Huygensa i nadszpiewanego nawet jej obowiązywania w przyrodzie jest znany, aczkolwiek sprowadzony do dwóch wymiarów eksperyment osobników, z których jeden rzucał pracownicy płyty chodnikowe z mostu do sadzawki i mówił do kolegi: „Patrz – wrzucam kwadratowe a fale rozchodzą się okrągłe...”.

Wzory Fresnela i Sneliusa mają także fundamentalne znaczenie dla ultrasonografii, wyjaśniają bowiem istotę wykorzystywanych zjawisk powstawania echa, wnikanie reszty (po częściowym odbiciu) fali w głębsze warstwy organizmu, powstawania niektórych zniekształceń geometrycznych obrazu, cienia akustycznego – ważnego zjawiska przy interpretacji zobrażeń, itd.

Interesującym i wykorzystywanym ostatnio w niektórych ultrasonografach zjawiskiem są nieliniowe efekty propagacyjne fali akustycznej w tkankach, silniejsze w tkankach z pewną zawartością tłuszczu, słabsze np. w nerce czy wątrobie. Przy wyższych natężeniach zaczynają odgrywać pewną rolę różnice w prędkości propagacji w ośrodku w momentach występowania

nadciśnień i podciśnień fali [2], czego skutkiem jest zmiana jej kształtu. Wygenerowana fala czysto sinusoidalna w polu, w pewnej odległości od przetwornika, odkształca się – pojawiają się częstotliwości harmoniczne wśród których decydujące znaczenie ma na ogół druga harmoniczna przebiegu. Ze względu na silniejsze tłumienie harmonicznych niż składowej podstawowej (patrz punkt następny) ich udział zanika w miarę wzrostu zasięgu, w praktyce występują zatem tylko w pewnej strefie zasięgu. Jeśli jednak efekt ten jest dostatecznie wyraźny, odbiór drugiej harmonicznej może dawać poprawę jakości zobrazowania tkanek z kilku powodów: na wyższej częstotliwości wydłuża się pole bliskie, maleje efektywna szerokość wiązki i lepsza staje się rozdzielczość poprzeczna urządzenia oraz maleje poziom listków bocznych w polu dalekim.

Interesująca jest także tzw. różnicowa metoda harmoniczna [2] powodująca „wyostrzenie” zobrazowania efektów nieliniowych, a więc polepszanie zobrazowania tkanek z silniejszymi nieliniowymi własnościami propagacyjnymi. Metoda ta polega na sumowaniu ech z dwóch transmisji, podczas których naprzemiennie emituje się impulsy o dodatniej i ujemnej polaryzacji. Wyniki sumowania różnią się tym bardziej, im silniej występuje efekt nieliniowy, w różny sposób zniekształcający oba sygnały.

2.6 Straty transmisyjne – straty na rozprzestrzenianie, tłumienie, rozpraszanie dźwięku

W polu dalekim, jak wyżej wspomniano, w naturalny sposób zmniejsza się natężenie fali w związku ze wzrostem powierzchni przez którą fala przechodzi. Również fala odbita i powracająca w formie echa jest modelowo falą kulistą, i dlatego jej natężenie maleje również z kwadratem odległości od źródła echa. W efekcie natężenie echa docierającego do przetwornika odbiorczego maleje z czwartą potęgą (ciśnienie z kwadratem) odległości r od obiektu wytwarzającego echo (w mierze logarytmicznej – według zależności typu $40\log r$). Zjawiska te, oznaczające osłabienie sygnału sondującego i echa, zwane są **stratami transmisyjnymi na rozprzestrzenianie sygnałów**.

W ultrasonografii, w zdecydowanej większości przypadków gdy pracuje się w zogniskowanym polu bliskim, straty na rozprzestrzenianie nie występują. Natężenie fali maleje tylko wskutek jej tłumienia w ośrodku propagacji. Są to tzw. straty transmisyjne na tłumienie lub straty absorpcyjne. Zjawisko to nie jest zaskakujące, trudno bowiem spodziewać się istnienia w przyrodzie ośrodków całkowicie bezstratnych. Źródłem strat jest lepkość, tarcie wewnętrzne, przewodność cieplna,

rozproszenia, procesy molekularne, dyspersja prędkości, nieliniowe efekty propagacyjne dla większych natężeń pola. Obszernie mechanizm absorpcji ultradźwięków w tkankach opisany jest w książkach prof. Nowickiego [2] i [5][Nowicki 1995], z inżynierskiego punktu widzenia ważne jest natomiast, że ilościowo spadek ciśnienia w funkcji wzrostu zasięgu opisuje zależność:

$$p_a(r) = p_{ao} \exp(-\alpha r)$$

gdzie α [1/m] jest **współczynnikiem tłumienia (absorpcji)** fali w ośrodku.

W echolokacji tłumienie następuje na drodze „tam i z powrotem” i wówczas w wykładniku pojawia się druga potęga zasięgu ($-2\alpha r$). Należy też pamiętać, że w mierze liniowej dla natężenia akustycznego pojawia się w wykładniku kolejny kwadrat.

$$J_a(r) \approx \exp(-4\alpha r)$$

W mierze logarytmicznej występuje logarytmiczny współczynnik (w bardziej uczonej nomenklaturze zwany dekrementem) tłumienia (tym razem równy dla ciśnień i natężeń) wyrażany w ultrasonografii w dB/cm.

Tłumienie dźwięku we wszystkich praktycznie ośrodkach rośnie z częstotliwością. Jeśli znana jest wartość współczynnika tłumienia α_1 dla częstotliwości f_1 , to dla innej częstotliwości f :

$$\alpha = \alpha_1 \left(f / f_1 \right)^n$$

gdzie n zawiera się na ogół między 1 a 2. Ciekawe, że dla powietrza, wody destylowanej, olejów, niektórych ciał stałych (w tym kości) $n \approx 2$, zaś dla wielu tkanek $n = 1$ lub około 1,1 a dla krwi 1,2. Inna sprawa, że współczynnik α_1 przybiera różne o kilka rzędów wielkości (obszerna tabela w [2]) – np. dla $f_1 = 1\text{MHz}$ współczynnik α_1 dla różnych ośrodków ma wartości przedstawione w Tab.2. wyrażane w [dB/cm].

Tłumienie fali jest źródłem wielkiej dynamiki odbieranych sygnałów echa a tory odbiorcze ultrasonografów muszą być przygotowane do nieznieskształconego odbioru dużych sygnałów z bliska jak też mizernych ze skraju zasięgu. Wymagana dynamika torów tylko w związku z tłumieniem, może sięgać 80 - 90dB (np. zasięg 10cm, częstotliwość 7,5MHz [2]), nie licząc dynamiki związanej z właściwościami akustycznymi badanych obiektów, czyli tzw. siły celu, zależnej m.in. od ich rozmiarów, współczynnika odbicia fali, kształtu powierzchni, aspektu obserwacji.

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

Tab.2. Wartości współczynnika α_1 dla różnych ośrodków dla $f_1 = 1\text{MHz}$

Ośrodek	$\alpha_1 [\text{dB/cm}]$
woda destylowana	0,0022
plexi	2
oleje	≈ 2
powietrze	16
kości	≈ 10
krew	0,18
ciałko szkliste oka	0,1
tkanki miękkie (średnio)	0,6
skóra	2
inne tkanki	0,6 – 1,2
mięśnie	do 3.

Do strat absorpcyjnych zalicza się na ogół także mechanizmy związane z **rozpraszaniem fal** na drobnych w stosunku do długości fali cząsteczkach materii - zbyt drobnych, by traktować je jako obiekty wytwarzające „zwykłe” echa. Cząsteczki takie (prawie punkty) odpromieniowują fale we wszystkich kierunkach. Gdy jest ich wiele wytwarzają skomplikowane pole interferencyjne, szczęśliwie, ze względu na mizerność amplitud, zwykle niegroźne dla ech od większych obiektów, aczkolwiek wprowadzające charakterystyczną „chropowatość” obrazów tkanek. Poza tym, mimo, że rozproszenie rośnie z czwartą potęgą częstotliwości, udział efektów rozpraszania w całkowitym tłumieniu jest niewielki (rzędu kilku procent) i np. we krwi nawet do kilkunastu MHz składnik tłumienia w związku z rozpraszaniem można zaniedbać. [2]

Efekt rozpraszania fali i powrót energii także w kierunku odbiornika (rozpraszanie wsteczne, ang. backscattering) jest jednak podstawą dopplerowskich badań przepływów krwi i niekiedy, w celu poprawy warunków pomiarowych, do krwi wprowadza się jako środek kontrastujący właśnie mikropęcherzyki (o średnicach rzędu pojedynczych mikrometrów) powietrza. [2]

Opisany wzrost tłumienia ośrodków ze wzrostem częstotliwości ma istotne znaczenie fizyczne również dlatego, że każdy ośrodek, w mniejszym lub większym stopniu, zachowuje się dla fal o szerszym widmie jak filtr dolnoprasmowy (całkujący). Oznacza to degradację wyższych składowych widma sygnałów echa („wygładzenie” kształtu sygnału po stronie czasowej) w stopniu zależnym od

odległości, z jakiej echo powraca. W aspekcie technicznym wzrost ten oznacza konieczność pewnej optymalizacji częstotliwościowej aparatury w kierunku stosowania niższych częstotliwości dla ultrasonografów o koniecznych większych zasięgach (np. do wizualizacji płodu), choć z licznych względów (choćby miniaturyzacji głowic, maksymalizacji rozdzielczości poprzecznej i wgłębnej) korzystne jest stosowanie możliwie wysokich częstotliwości.

2.7 Zjawisko Dopplera

Powszechnie występujące w przyrodzie zjawisko Dopplera jest w niezaawansowanych kursach fizyki tłumaczone zwykle dość pobieżnie. Nie podkreśla się różnic fenomenologicznych między konsekwencją ruchu nadajnika, jaką jest zniekształcenie (desymetryzacja) rozkładu pola akustycznego, i ruchu odbiornika, który w sposób niejako błędny odczytuje rozkład obiektywnie istniejącego pola fali. Nie wskazuje się też na ogół, że do powstania efektu Dopplera wystarcza ruch niejednorodnego ośrodka, odbijającego (lub wstecznie rozpraszającego) falę, gdy tymczasem to właśnie jest podstawą określania parametrów ruchu (kierunku, składowych prędkości) celów śledzonych radarami, sonarami czy wreszcie w ultrasonograficznej diagnostyce układu krwionośnego. W końcu, rzadko podkreśla się nieliniowy w ogólności charakter zjawiska opisywanego zależnością:

$$f_o = f_n \left(1 \pm \frac{v}{c}\right)^2$$

gdzie f_o jest częstotliwością sygnału odbieranego, f_n – nadawanego, v wzajemną prędkością a c prędkością propagacji fali w ośrodku, zadowalając się podaniem liniowego przybliżenia tego wzoru:

$$f_o = f_n \left(1 \pm 2 \frac{v}{c}\right)$$

ślusznego dla ruchów powolnych względem prędkości propagacji, np. przepływów krwinek, a niekoniecznie ślusznego dla samolotów.

Jeśli ruch nie odbywa się w osi fali a pod kątem ϑ , wzór na dopplerowską odchyłkę częstotliwości f_d przybiera postać składowej:

$$f_d = 2f_n \frac{v}{c} \cos \theta$$

skąd można utworzyć praktyczną dla ultrasonografii postać [2]:

$$v \left[\frac{m}{s} \right] = 0,78 \frac{f_d [kHz]}{f_n [MHz]} \cdot \frac{1}{\cos \theta}$$

Można się w tym wzorze dopatrzeć wielu kłopotów pomiarowych. Po pierwsze dobrze jest, gdy nadawany sygnał jest czysto harmoniczny, bo w innych przypadkach, tzn. sygnałów szerokopasmowych, również odchyłka jest pasmowa. Po drugie dobrze byłoby, by wiązka nadawczo – odbiorcza nie była rozbieżna, gdyż wówczas ze względu na różne kąty obserwacji θ w wiązce znowu poszerza się pasmo. Po trzecie dobrze byłoby obserwować jedno źródło odbić (np. jedno naczynie krwionośne). Obserwacja wielu źródeł, zwłaszcza rozmieszczonych pod różnymi kątami pogarsza jednoznaczność uzyskiwanych wyników. Wreszcie, gdy elementy odbijające falę poruszają się z różnymi prędkościami, a tak jest w naczyniach krwionośnych, znowu ma to wpływ na kształt widma częstotliwości dopplerowskich. W przypadku obserwacji obiektów o zmiennych prędkościach (np. krwinek poruszających się w takt uderzeń serca) sytuacja pomiarowa staje się niestabilna w czasie. Na koniec, od metody pomiarowej można zażądać wskazywania znaku odchyłki (informacji o kierunku przepływu). To spiętrzenie kłopotów powoduje, że pomiary dopplerowskie, mimo pewnego zżycia się z tym powszechnie występującym, a więc pozornie prostym zjawiskiem, są bardzo trudne, a o technikach pomiarowych (m. in. stosowaniu metod impulsowych) pokrótce piszemy poniżej, w części traktującej obróbkę sygnałów w urządzeniach ultrasonograficznych.

3 Rodzaje oddziaływania energii ultradźwięków na organizm.

Zwolennicy diagnostyki ultradźwiękowej podkreślają, że ten rodzaj diagnostyki, w przeciwieństwie do diagnostyki rentgenowskiej i scyntygrafii, nie powoduje jonizacji atomów i nie wymaga wprowadzania kontrastów. Mimo to diagnostyka i terapia ultradźwiękowa ciągle budzi pewne podejrzenia co do pełnego bezpieczeństwa, uzasadnione o tyle, że potencjalnie, przy braku odpowiedniej ostrożności, zważywszy pokazane wcześniej możliwości energetyczne ultradźwięków, rzeczywiście może dochodzić do niszczenia komórek organizmu, co jak wspomniano, w sposób zamierzony może być wykorzystywane terapeutycznie.

Nad bezpieczeństwem medycznych zastosowań ultradźwięków czuwa w Europie Komitet do Spraw Bezpieczeństwa powołany przez towarzystwa ultradźwiękowe, w USA – Komitet Skutków Biologicznych przy Amerykańskim Instytucie Ultradźwięków w Medycynie (American Institute of Ultrasound i Medicine AIUM). Formalne przepisy regulujące dawkowanie ultradźwięków wydają International Electrotechnical Commission (IEC) w Europie i Food and Drug Administration Center for Devices and Radiological Health (FDA) w Ameryce.

3.1 Oddziaływanie ultradźwięków na tkanki biologiczne

Intuicyjnie najprostszym oddziaływaniem pola ultradźwiękowego na tkanki jest **oddziaływanie mechaniczne**. Przez proste skojarzenie z potrząsaniem próbówki lub mieszaniem cieczy można wyobrazić sobie, że nieprzedawkowywane drgania mechaniczne powodują przyspieszanie reakcji chemicznych w komórkach, procesów osmotycznych przez błony komórkowe, wzmożenie mikroprzepływów, cyrkulacji i agregacji cząstek. [Kremer 19964] Są to tzw. skutki bezpośrednie działania ultradźwięków, wykorzystywane jako dziedzina fizykoterapii.

[6][Knoch 1984]

Drganiami mechanicznymi tkanek towarzyszą tzw. **efekty kawitacyjne**. Kawitacja oznacza powstawanie pęcherzyków gazowych wskutek chwilowego obniżenia ciśnienia (np. w czasie trwania „ujemnej połówki” ciśnienia fali ultradźwiękowej. Powstałe pęcherzyki potrafią łączyć się i osiągać rozmiar powodujący rezonans mechaniczny z falą ultradźwiękową, co może prowadzić do nawet stukrotnego chwilowego wzrostu średnicy pęcherzyka w stosunku do jego rozmiaru

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

w stanie równowagi. Gdy amplituda drgań staje się zbyt duża pęcherzyk zapada się, generując niszczącą falę uderzeniową z ekstremalnie wysoką lokalną temperaturą (10^4 K) i uwalnianiem aktywnych, szkodliwych rodników [2]. Niekontrolowana kawitacja jest więc bardzo groźnym efektem dla żywotności tkanek.

Absorpcja energii fali ultradźwiękowej w tkankach powoduje wytwarzanie w nich ciepła. Nietrudno skojarzyć, że wielkość **efektów cieplnych** zależy od miejscowej koncentracji mocy fali czyli natężenia akustycznego w danym obszarze tkanek, czasu napromieniowywania, charakterystyk tłumienia tkanek i przewodności cieplnej otoczenia. Najgorsza sytuacja wystąpić może np. przy ciągłym, zogniskowanym napromieniowywaniu tego samego fragmentu silnie tłumiącej kości, otoczonej tkanką słabo przewodzącą ciepło i położonej blisko głowicy ultradźwiękowej. Mnogość czynników warunkujących ewentualny, niebezpieczny wzrost temperatury tkanek jest poważnym problemem przy wyznaczaniu warunków bezpiecznego stosowania zwłaszcza długotrwałych badań i terapii ultradźwiękowej.

Jako badania, w których zaleca się szczególną ostrożność ze względu na efekty termiczne, wymieniane są stosunkowo długotrwałe badania dopplerowskie naczyń obwodowych oraz badania przepływu krwi w pępowinie i płodzie. Szerzej mechanizmy te omawiane są zazwyczaj w podręcznikowych wydawnictwach dla lekarzy [[Kremer 19964](#)] i [2].

3.2 Bezpieczeństwo badań

Odpowiedzialność za bezpieczeństwo badań spada w zasadzie na lekarzy prowadzących diagnostykę. Trudno jednak pozostawić ich bez podstawowych przynajmniej informacji związanych z możliwościami energetycznymi (a zatem potencjalnymi zagrożeniami) przy wprowadzaniu poszczególnych nastaw używanej aparatury.

W wyniku długotrwałych badań i uzgodnień ustalono wykres przedstawiający bezpieczne natężenia ultradźwięków w funkcji czasu nadźwiękawiania [2]. Wynika z niego, że szkodliwe bioefekty nie występują dla szczytowych natężeń uśrednionych w czasie (oznaczanych jako I_{SPTA}) mniejszych od 100 mW/cm^2 oraz dla czasów nadźwiękawiania t , dla których iloczyn $I_{SPTA} \cdot t$ jest mniejszy od 50 J/cm^2 . Ponieważ nie sposób obarczać lekarzy pilnowaniem tej normy, dopuszczono, by każdy z ultrasonografów dysponował możliwością wytwarzania natężenia $I_{SPTA} = 720 \text{ mW/cm}^2$ a informacje o bezpieczeństwie przekazywać użytkownikom aparatury w postaci wyświetlanych na

zobrazowaniach wskaźników.

I tak, w celu oszacowania możliwych negatywnych efektów mechanicznych zdefiniowano tzw. wskaźnik mechaniczny (Mechanical Index) [2]:

$$MI = \frac{P_{r,a}}{f^{1/2} \cdot C_{MI}}$$

gdzie $C_{MI}=1 \text{ MPa} \cdot \text{MHz}^{-1/2}$, $P_{r,a} = P_r \cdot 10^{-0,015fz}$, f - jest częstotliwością fali w MHz, z - odległością od przetwornika, natomiast P_r - maksimum przeliczonej wartości szczytowej ujemnej amplitudy ciśnienia w MPa.

Wskaźnik ten informuje o możliwości wystąpienia mechanicznych bioefektów, zwłaszcza kawitacji. W okulistyce nie może przekraczać 0,23, zaś w pozostałych badaniach 1,9. Obliczana wartość wskaźnika jest pewnym kompromisem między zawilgością modelu tkankowego a użytecznością (nie wymaga wprowadzania rodzaju tkanki). Jego poprawne obliczenie jest zmartwieniem producentów, a jego wartość zależy od aktualnie nastawionych parametrów aparatury. Wyświetlanie wskaźnika jest konieczne, gdy aparatura daje możliwość uzyskania wartości powyżej 1, a w aparatach okulistycznych – zawsze.

Dla oszacowania potencjalnego wzrostu temperatury w poszczególnych punktach tkanki zdefiniowano natomiast tzw. wskaźnik termiczny TI (Thermal Index) [2]:

$$TI = \frac{P_0}{P_{deg}}$$

gdzie P_0 - jest akustyczną mocą wyjściową dla wybranych warunków badania, P_{deg} - jest szacunkową mocą potrzebną dla podwyższenia temperatury tkanki o 1° , obliczoną na podstawie modeli termicznych dla różnych tkanek, w zw. z czym istnieją oddzielne wskaźniki dla kości TIB (Bone TI), kości czaszki TIC (Cranial-bone TI), okulistyki TIO (Ophthalmic TI), tkanek miękkich TIS (Soft-tissue TI). Wyświetlanie wartości tych wskaźników jest konieczne, gdy przy niektórych nastawach wartości te mogą przekroczyć 1.

Należy podkreślić, że wskaźniki TI i MI zostały tak zdefiniowane, że prócz natężenia pola ultradźwiękowego uwzględniają całkowitą energię wyjściową, mody i kształt wiązki, pozycję ogniska, częstotliwość środkową sygnału sondującego, kształt fali, częstotliwość powtarzania transmisji, a więc oprócz czasu badania praktycznie wszystkie czynniki mające wpływ na powstawanie ewentualnych zagrożeń [2].

Dla użytkownika aparatury pozostaje zatem zalecenie, by wszystkie badania rozpoczynać od nastaw aparatury dających minimalną wartość wskaźników, np. 0,4 (prócz ultrasonografów okulistycznych) i, w razie konieczności, podwyższać nastawy do poziomu dającego zadowalające zobrazowanie. Należy też ograniczać czas badań do niezbędnego minimum.

Rozdziały dotyczące bezpieczeństwa badań są zamieszczane w każdej z książek traktujących o ultrasonografii.

4 Przetworniki i głowice ultradźwiękowe.

Przetworniki i głowice ultradźwiękowe są najbardziej specyficznym (i podobno najdroższym) elementem aparatury ultradźwiękowej we wszystkich jej zastosowaniach. W szczególności, w ultrasonografii, terapii ultradźwiękowej i zastosowaniach pomocniczych, o których była mowa we wstępie, wykorzystywane są chyba wszystkie istniejące konstrukcje i technologie przetworników oraz ich zespołów, zwanych w ultrasonografii głowicami. Ich specyfika, jako elementów elektromechanicznych, nie jest znana ogółowi elektroników (i w ogóle mało popularna), dlatego różne jej aspekty należy dość szeroko przybliżyć.

Rozpocząć wypada od fenomenologii **efektów strykcyjnych**, stanowiących podstawę działania przetworników a tłumaczonych teorią domen magnetycznych i elektrycznych [Jagodźński 19978]. Otóż niektóre materiały posiadają tę właściwość, że pod wpływem pola magnetycznego lub elektrycznego zmieniają swe wymiary. Na pole magnetyczne reagują magnetostryktory, (żelazo, nikiel, kobalt), zaś na pole elektryczne elektrostryktory, np. kwarc ale też niektóre sole – tytanian baru (techniczna nazwa BAT), cyrkonian ołowiu (PZT) – z których można tworzyć ceramiczne kształtki, a prócz tego siarczki kadmu i cynku, tlenek cynku, azotek glinu – materiały nadające się do wykonywania przetworników bardzo wysokoczęstotliwościowych metodami cienkowarstwowymi oraz monokryształy - niobian i tantalit litu, z których wykonuje się również przetworniki na bardzo wysokie częstotliwości (rzędu 50 MHz np. dla ultrasonografii skóry [2]). Efekt elektrostrykcji wykazują także niektóre polimery, np. poliwiliden fluoru (PVDF) o niskiej impedancji akustycznej, zapewniającej dobre dopasowanie np. do tkanek, lecz charakteryzujący się, niestety, niską sprawnością przemiany elektromechanicznej.

Na co dzień najczęściej z efektem strykcyjnym a dokładniej ze zjawiskiem magnetostrykcji spotykamy się obok „mruczących” stacji transformatorowych. Mimo bowiem wysiłków w celu wprowadzenia maksymalnego, statystycznego „bałaganu” wśród domen magnetycznych w blachach transformatorowych (przez wyżarzanie tych blach) szczątkowe uporządkowanie pozostaje i jest przyczyną mechanicznych drgań rdzeni transformatorów.

Naturalnie istniejący efekt strykcyjny jest nieliniowy : powstające w materiale naprężenia (i zgodnie z prawem Hooke’a, wychylenia) są proporcjonalne do kwadratu natężenia pola. Jeśli

jednak do materiału wprowadzić odpowiednio duże pole zewnętrzne lub wstępne naprężenie zjawisko staje się liniowe i dla takiej sytuacji zarezerwowana jest nazwa **efekt piezomagnetyczny** lub **piezoelektryczny**.

Rzadko spotyka się fizyczną interpretację różnic między efektem strykcyjnym i piezo, jesteśmy bowiem przyzwyczajeni do znanych z kursów fizyki liniowych postaci (odpowiednich dla efektu piezo) wektorowych wyrażań na siły występujące przy przepływie prądu lub oddziałujących na ładunek elektryczny:

$$\mathbf{F}_m = i\mathbf{l} \times \mathbf{B} \quad (\text{prawo Ampera}),$$

$$\mathbf{F}_e = q\mathbf{E} \quad (\text{definicja natężenia pola elektrycznego}).$$

W wyrażeniach tych z góry występuje jednak zewnętrzne pole magnetyczne \mathbf{B} lub elektryczne \mathbf{E} . Jeśli jednak nie ma zewnętrznego pola a siły powstają wskutek istnienia efektów samoindukcji (np. dla pobudzanej cewki na rdzeniu ze stali miękkiej – bez pozostałości magnetycznej lub dla przyciągających się okładek kondensatora) w miejsce wektorów pola zewnętrznego należy wstawić:

$$\mathbf{B} = \mu_0 \mu \mathbf{i} / l \quad \text{lub} \quad \mathbf{E} = q / \epsilon_0 \epsilon A \quad (A - \text{powierzchnia okładki})$$

i wówczas

$$\mathbf{F}_m \sim i^2 \quad \text{i} \quad \mathbf{F}_e \sim q^2,$$

co jest charakterystyczne dla efektu strykcyjnego.

Te wyjaśnienia fenomenologiczne i nomenklaturowe porządkują pewne niejednoznaczności istniejące w nazewnictwie materiałów, choć nie do końca, bo np. dla ceramiki używana jest często „ferroelektryk” przez analogię do wcześniej opanowanych technologicznie a wykazujących efekt strykcyjny ferromagnetyków mimo, że w składzie chemicznym ceramiki BAT lub PZT nie ma śladu żelaza.

Obecnie materiały piezoceramiczne wyparły prawie całkowicie piezomagnetyki, głównie chyba dlatego, że w przetwornikach wykonywanych z metali indukują się prądy wirowe ograniczające częstotliwościowy zakres ich stosowania do ok. 50kHz. Co ciekawe, przetworniki piezomagnetyczne zniknęły z urządzeń przemysłowych i hydroakustycznych, działających poniżej tej częstotliwości i to mimo istotnych przewag (związanych z prostotą budowy i sposobu pobudzania takich przetworników) nad piezoceramiką. Dalsze rozważania zostaną ograniczone zatem do „zwycięskiej” grupy materiałowej. Szerokie uzupełnienie tych rozważań można znaleźć

w książce nestora polskiej akustyki, nieżyjącego już niestety, profesora Zenona Jagodzińskiego „Przetworniki ultradźwiękowe” [28], zawierającej wiele cennych informacji dotyczących technologii, zasad działania i szczegółowych metod pomiarowych przetworników.

Nietypowe rozwiązania głowic ultradźwiękowych bywają stosowane w litotrypach do rozbijania kamieni wewnątrz narządów, bowiem używa się tu m.in. elektromagnetycznych generatorów akustycznej fali uderzeniowej. Wytwarzanie fali polega tu na rozładowaniu przez cewkę wielkiego ładunku elektrycznego (ze źródła kilkunastokilowoltowego). W otaczającej cewkę cylindrycznej, metalowej membranie wskutek zaindukowanych prądów wirowych tworzą się naprężenia, wywołujące drgania radialne cylindra. Drgania te są ogniskowane przez półparaboidalną, metalową czaszę (reflektor) otaczającą cylinder- [17][3]. Istnieją jednakże również bardziej typowe głowice, w których wiele kształtek piezoceramicznych jest rozłożonych na powierzchni półparabolidy. Ponieważ strefa ogniska nie może być zbyt blisko przetwornika lub reflektora a nerki są dość płytko pod skórą pleców, między głowicę a plecy nakładki pośredniczącej.

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny)
Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj
pisowni ani gramatyki

4.1 Technologia wykonywania przetworników (kształtek) piezoceramicznych

Kształtki piezoceramiczne są najpowszechniej stosowanymi elementami głowic aparatury ultradźwiękowej. „Popularność” ta bierze się z możliwości ich wykonywania w różnych rozmiarach i kształtach, oczywiście z pewnymi ograniczeniami, wynikającymi z technologii wytwarzania. Nazwa „ceramika” sugeruje podobieństwo tej technologii do produkcji np. porcelany, i jest tak w istocie.

W pewnym uproszczeniu można bowiem powiedzieć, że proces produkcyjny kształtek ceramicznych rozpoczyna się od dokładnego wymieszania (np. w młynach kulowych), we właściwych proporcjach, jak najdrobniej zmielonych kryształków PZT i/lub BAT ze sproszkowanym lepiszczem. Wymieszane proszki trafiają do stalowej formy o odpowiednim kształcie i są ściskane w prasie hydraulicznej. Z formy wyjmuje się dość trwałą mechanicznie kształtkę. Kształtki są transportowane przez wnętrze pieca indukcyjnego, gdzie są wypalane w temperaturze rzędu 1400⁰ C i potem powoli studzone. Rozgrzane do temperatury wyższej niż punkt Curie dla danej ceramiki (rzędu 300⁰ C) muszą być odpowiednio (ortogonalnie do przewidywanej płaszczyzny drgań) usytuowane w komorze, w której wytworzone jest silne pole elektryczne porządkujące domeny. Po ostygnięciu poniżej temperatury Curie uporządkowanie domen zostaje „zatrzaśnięte” i ceramika staje się piezoceramiką. Po ostatecznym ostygnięciu kształtki są poddawane wstępnym

pomiarom, mogą ewentualnie zostać oszlifowane i można na ich powierzchnie napylić elektrody (o ile zamiast elektrod metalizowanych nie przewiduje się stosowania klejów przewodzących).

Głównym ograniczeniem w tej technologii jest to, że przynajmniej jeden wymiar kształtki nie może być większy niż kilka milimetrów. Wynika to z konieczności zapewnienia odpowiednich warunków w miarę równomiernego procesu stygnięcia kształtki tak, by nie powstawały zbyt wielkie, nierównomierne i niekontrolowane naprężenia wewnętrzne w kształtce, wprowadzające szkodliwe mody drgań kształtki i zmniejszające jej wytrzymałość wewnętrzną. Sprytni wytwórcy porcelany rozwiązyali ten problem wmówiwszy klientom, że porcelana jest tym wartościowsza, im cieńsza. W przypadku przetworników dla licznych, niskoczęstotliwościowych zastosowań chciałoby się, by kształtki były grube, duże i jednorodne, jednakże powyższego ograniczenia nie daje się pokonać bezpośrednio i trzeba je pracowicie zwalczać innymi sposobami, przedstawionymi dalej.

Innym zmartwieniem technologicznym jest powtarzalność parametrów kształtek, wymagana np. w przypadku zamiaru ich zastosowania w głowicy wieloelementowej. Powtarzalność ta może być psuta właściwie w każdym momencie procesu technologicznego – od mielenia kryształków, przez mieszanie, ściskanie, reżimy temperaturowe przy wypalaniu i studzeniu (w tym np. umiejscowienie kształtki na „gąsienicy” przejeżdżającej przez piec), aż po warunki porządkowania domen. W praktyce w wielu wypadkach nie sposób utrzymać wymaganą powtarzalność i pozostaje selekcja kształtek gwałtownie (nieraz kilkunastokrotnie) wpływająca na ich cenę lub, jeśli to możliwe, jeszcze droższe, uciążliwe doszlifowywanie twardej ceramiki.

Bardzo wysokoczęstotliwościowe przetworniki, stosowane na częstotliwościach rzędu 100MHz wykonywane są w innych technologiach – z piezoelektrycznych monokryształów, polimerowych folii piezoelektrycznych, a pracujące jeszcze wyżej – w technologiach cienkowarstwowych [1].

4.2 Rezonans mechaniczny kształtek

W zasadzie każda, regularna bryła, wykonana ze sprężystego materiału posiada rezonanse mechaniczne i, co ciekawe, w mechanice, przy pewnych staraniach, można uzyskać dobroci nieosiągalne w „czystych” obwodach elektronicznych. Stąd biorą się powszechne zastosowania w elektronice filtrów ceramicznych czy kwarcowych (o dobroci rzędu 10^5).

Ze względu na sprężystość postaciową ciał stałych bryły drgają całą swą objętością. Stosując specjalne kształty brył a przede wszystkim odpowiednio ukierunkowaną wstępną polaryzację kształtki można jednak osiągać preferencję drgań na wybranych kierunkach. Najczęściej stosowanymi przetwornikami, zwłaszcza w ultrasonografii, są okrągłe lub prostokątne płytki piezoceramiczne (rzadziej czasze), drgające w kierunku prostopadłym do powierzchni naniesionych elektrod. Takie drgania dla płaskich kształtek zwane są w skrócie drganiami tłokowymi. Zakłada się bowiem równomierny rozkład wychyleń na całych powierzchniach płytek, a sprawdzenie stopnia zgodności tego założenia z praktyką najłatwiej sprawdzić mierząc charakterystykę kierunkową w polu dalekim kształtki, o czym była mowa w punkcie 2.4.

Kształtki piezoelektryczne drgają przy pobudzeniach zmiennym polem elektrycznym (zmianami ładunków na elektrodach), przy czym amplituda drgań staje się maksymalna, gdy częstotliwość pobudzeń pokrywa się z częstotliwością rezonansu mechanicznego kształtki. Kształtka pobudzona impulsem (najlepiej ostrym uskokiem napięcia potem łagodnie opadającego) drga również na częstotliwości rezonansowej a obwiednia drgań rośnie i opada z prędkością zależną od dobroci mechanicznej samej kształtki, obudowy i od obciążenia mechanicznego drgającego układu.

Miarą sprawności przemiany pobudzającej energii elektrycznej na mechaniczną jest tzw. współczynnik sprzężenia elektromechanicznego k_t wyrażany zwykle w procentach a definiowany jako stosunek energii przetworzonej do dostarczonej [\(-\[42\]\)](#) a obszernie [\[8\],\[21\]](#). Współczynnik ten osiąga oczywiście maksymalną wartość, gdy przetwornik pracuje w rezonansie.

Warunki drgań rezonansowych istnieją wtedy, gdy na powierzchni kształtki mogą wystąpić strzałki wychyleń, tzn. gdy w którymś przekroju kształtki „odkłada się” dokładnie połowa fali wywołanej pobudzeniem harmonicznym. Jest to tzw. rezonans podstawowy, bowiem kształtki, głównie gdyby nie straty wewnątrz materiału, mogłyby w zasadzie równie dobrze drgać na częstotliwościach harmonicznym. Np. w ceramice PZT dla 5MHz długość fali wynosi 0,87mm, a więc grubość kształtki dla rezonansu podstawowego wynosi ok. 0,45mm [\[42\]](#). Dla 250kHz grubość ta wynosi zatem ok. 9mm i jest to, ze wspomnianych wyżej względów technologicznych, prawie maksymalna grubość przetwornika w kształcie płytki. Z kolei dla częstotliwości wysokich, rzędu 25MHz, kształtki stają się bardzo cienkie – poniżej 0,1mm a więc delikatne i w związku z tym trudne technologicznie.

Należy uważać, by wymiary kształtek prostopadłościennych nie były wzajemnie całkowitymi

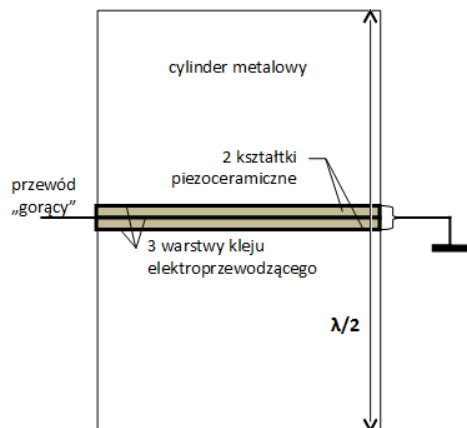
Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

wielokrotnościami, bowiem w przeciwnym wypadku mogą wystąpić dwa lub trzy rezonanse naraz (np. jeden podstawowy i dwa na częstotliwościach harmonicznych, związane z dwoma innymi wymiarami kształtki), co spowoduje, że drgania kształtki nie będą tłokowymi a przyjmą zawiłą postać modalną.

Aby uzyskać niższe częstotliwości rezonansowe kształtek należy je wykonywać w formie cienkich słupków, które niestety mają spore tendencje do drgań modalnych. Można też wykorzystywać tzw. rezonans radialny w kształtkach cienkościennych cylindrów (przetworników rurkowych), gdzie pół długości fali w rezonansie równe jest średniemu obwodowi kształtki, lub wykonywać tzw. przetworniki warstwowe (ang. sandwich).

Bryła drgająca takiego przetwornika warstwowego (wcale przy tym nie cienkowarstwowego) – sandwich’a - składa się z okrągłej na ogół płytki piezoceramicznej z przymocowanymi do niej po obu stronach metalowymi cylindrami, w sposób zapewniający współdrżanie całego układu. Wówczas połowa długości fali w rezonansie związana jest z wymiarem całego układu kształtki i cylindrów, z uwzględnieniem różnych prędkości propagacji fali w ceramice i metalach. Do niedawna jedynym sposobem łączenia elementów „sandwicha” było skręcenie śrubą przechodzącą przez otwory w osi elementów. Śruba musiała być na tyle potężna, by wytrzymała wstępne naprężenie układu gwarantujące statyczne ugięcie kształtki ceramicznej przynajmniej do spodziewanej amplitudy drgań. To wstępne naprężenie gwarantowało chęć nadążania powierzchni cylindrów za skurczami kształtki podczas wymuszanych elektrycznie drgań. W czasie wymuszanych rozkurczów śruba musiała też wytrzymywać dodatkowe naprężenia. Można sobie wyobrazić, że warunkiem technologicznym wykonania udanego „sandwicza” stawała się w pierwszym rzędzie równoległość oraz gładkość stykających się powierzchni kształtki i cylindrów, oraz że drgania powierzchni takiego układu niekoniecznie były czysto tłokowe. Zmartwienia te odpadły od czasu opracowania dostatecznie wytrzymałych przewodzących klejów łączących elementy „sandwicz”, co zaowocowało spadkiem ceny ich wykonywania a więc i rozpowszechnieniem. Obecnie przetworniki takie wykonuje się z dwiema przeciwnie spolaryzowanymi, sklejonymi kształtkami piezoceramicznymi wprowadzając połączenie „gorącego” przewodu pobudzającego między kształtki - izolatory a przewodem masowym łącząc cylindry. W ten sposób uzyskuje się pewne bezpieczeństwo zasilania „sandwicza”, pobudzanego niekiedy kilowoltowymi impulsami lub ciągłymi przebiegami.



Rys. 4 Przetwornik warstwowy - „sandwich”

Poświęcenie przetwornikom warstwowym powyższego, obszernego akapitu jest uzasadnione tym, że są one elementami powszechnie stosowanymi w niskoczęstotliwościowych, zwłaszcza wysokoenergetycznych urządzeniach także stosowanych w medycynie, np. narzędziach (wraz z koncentratorami), płuczkach do czyszczenia i dezynfekcji narzędzi, aparatach do wytwarzania aerozoli (wraz z lustrem akustycznym lub soczewką, by w ognisku efektywniej wytwarzać „fontannę ultradźwiękową”).

Warto też wspomnieć o kształtkach piezoceramicznych drgających na częstotliwościach akustycznych (buzerach) wykorzystywanych w systemach alarmowych jako bardzo efektywne źródła dźwięku. Ponieważ są to kształtki bardzo cienkie więc wydawałoby się na pozór, że nie mogą posiadać rezonansu na częstotliwościach akustycznych i sprawnie przetwarzać elektryczną energię pobudzeń na wysokie poziomy natężenia dźwięku. Jest to jednak możliwe, bowiem kształtki takie drgają giętnie, z dużymi amplitudami wychyleń, podobnie jak blaszki w harmonijkach ustnych lub harmoniach czy akordeonach. Duże amplitudy drgań takich ustrojów akustycznych, mimo „przepaści impedancyjnej” między materiałem kształtek a powietrzem, wymuszają efektywną przemianę elektroakustyczną.

Prócz częstotliwości rezonansowej istotnym parametrem jest dobroć przetwornika, od niej bowiem zależy sprawność przemiany energii, kształt obwiedni promieniowanych sygnałów ale, może przede wszystkim, zdolność do generacji i odbioru szeroko stosowanych w ultrasonografii

sygnałów szerokopasmowych, niosących siłą rzeczy więcej informacji niż sygnały wąskopasmowe.

Dobroć po stronie widmowej definiowana jest dla przetworników, podobnie jak dla filtrów elektrycznych, na kilka sposobów - na przykład jako stosunek szerokości pasma, gdzie ciśnienie wytwarzanej fali akustycznej spada o 6dB w stosunku do maksymalnego (w rezonansie), do częstotliwości rezonansowej. Dla nieobciążonych kształtek piezoceramicznych (np. w powietrzu) dobroć ta jest trudnomierzalna, bo wynosi kilkaset lub kilka tysięcy. Kształtki mierzone w wodzie miewają dobroć rzędu kilkunastu, jednak, jeśli trzeba, można ją zmniejszać stosując tłumiące obciążenie po stronie, gdzie nie chcemy promieniowania (tył kształtki) a z przodu stosując ćwierćfalową warstwę dopasowującą impedancyjnie ceramikę kształtki do ośrodka (np. do tkanek, czyli – z punktu widzenia impedancyjnego - wody) lub kilka takich warstw. Wykonuje się je z materiałów o impedancjach akustycznych pośrednich, np. z pleksi, żywic epoksydowych, poliuretanu. Jako warstwy tłumiące (absorbery), które również muszą być dopasowane impedancyjnie lecz silnie stratne, stosuje się m. in. mieszaniny żywic epoksydowych z opiłkami metali, np. wolframu, aluminium. Dopasowanie impedancyjne przetwornika z przodu i obciążenie stratne z tyłu sprzyja oddawaniu znacznej części energii drgań z kształtki co oznacza spadek dobroci [5] przez co poszerza się pasmo przenoszenia przetwornika i skraca się okres "wydzwania" po pobudzeniu.

4.3 Schemat zastępczy przetwornika – analogie elektro-mechano-akustyczne

Przetwornik ultradźwiękowy jest układem elektro – mechano – akustycznym , podobnie zresztą jak bardziej popularne przetworniki, np. głośniki czy słuchawki. Do analizy zachowań takich elementów grupujących fenomenologię i formalistykę z aż trzech dziedzin fizyki przydaje się wspólny aparat analityczny, wykorzystujący podobieństwo równań różniczkowych jako form najogólniej i najpełniej opisujących zachowania układów w tych trzech dziedzinach. Mówiąc mniej zawile – wykorzystuje się np. podobieństwo pojemności elektrycznej i masy jako elementów całkujących, sprężyny i cewki (które nie dość, że są do siebie niekiedy podobne z wyglądu i mają podobne oznaczenia schematyczne, to są elementami różniczkującymi). Stratność mechaniczną można porównywać z opornością elektryczną, dźwignię z transformatorem, siłę z prądem, układ RLC (w połączeniu szeregowym lub równoległym) z drgającym układem masa, sprężystość, rezystancja mechaniczna również w tych dwóch połączeniach, itd.

By dalej zawiązać nieco sprawę – istnieją dwa rodzaje analogii:

- tzw. ruchowa: $C_e \leftrightarrow M_m \leftrightarrow M_a$, $L_e \leftrightarrow C_m \leftrightarrow C_a$, $I \leftrightarrow F \leftrightarrow p_a$, ale niestety $R_e \leftrightarrow 1/R_m \leftrightarrow 1/R_a$
- tzw. impedancyjna: $R_e \leftrightarrow R_m \leftrightarrow R_a$, $U \leftrightarrow F \leftrightarrow p_a$ ale za to $C_e \leftrightarrow C_e \leftrightarrow C_a$, $L_e \leftrightarrow M_m \leftrightarrow M_a$,

gdzie indeksy oznaczają dziedzinę, C_m , C_a podatność (odwrotność sprężystości).

Moc w każdej dziedzinie pozostaje mocą.

Oba te rodzaje analogii są trochę niedoskonałe. W ruchowej nie zachodzi odpowiedniość impedancji, w impedancyjnej są trudne do pogodzenia się analogie między elementami co do których charakteru różniczkującego i całkującego jesteśmy przyzwyczajeni, a są w niej wzajemnie wymieszane.

Pełne zestawienie odpowiadających sobie wielkości fizycznych w obu rodzajach analogii zawierają niżej zamieszczone tabele. Obszerne ogólne omówienie zagadnień analogii zawiera [9],[6], natomiast omówienie skonkretyzowane do przetworników ultradźwiękowych [82].

Konsekwencją wprowadzenia omówionych analogii jest możliwość tworzenia i analizy tzw. schematów zastępczych przetworników elektroakustycznych, przedstawianych w formie schematów elektrycznych, niekiedy bardzo złożonych, licznie występujących w literaturze traktującej o takich przetwornikach (np. [28],[69])

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny)
Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj
pisowni ani gramatyki

Tab. 3. Wielkości elektryczne, mechaniczne i akustyczne analogiczne ruchowo:

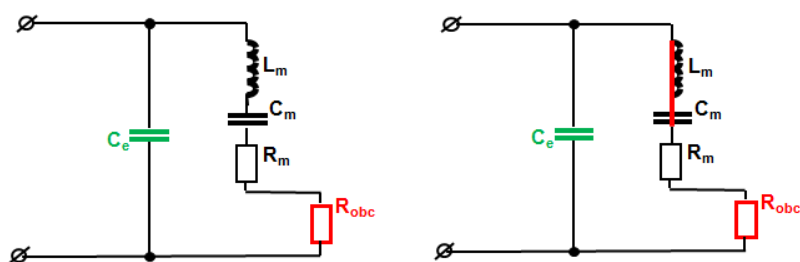
Elektryczne				Mechaniczne				Akustyczne			
Wielkość	Symbol	Jednostka	Wymiar	Wielkość	Symbol	Jednostka	Wymiar	Wielkość	Symbol	Jednostka	Wymiar
Moc	P_e	Wat	VA	Moc	P_m	Wat	kgm^2/s^3	Moc	P_a	Wat	kgm^2/s^3
Rezystancja	R_e	Om	V/A	Konduktancja mechaniczna	G_m	Simens mech.	s/kg	Konduktancja akustyczna	G_a	Siemens akust.	$\text{m}^2/\text{s/kg}$
Indukcyjność	L	Henr	Vs/A	Podatność mechaniczna	C_m	metr/niuton	s^3/kg	Podatność akustyczna	C_a	m^5/N	$\text{m}^4/\text{s}^2/\text{kg}$
Pojemność	C_e	Farad	As/V	Masa mechaniczna	M_m	kilogram	kg	Masa akustyczna	M_a	kg/m^4	kg/m^4
Napięcie	U	Wolt	V	Prędkość liniowa	v	metr/sek.	m/s	Prędkość objętościowa	V	m^3/s	m^3/s
Prąd	I	Amper	A	Siła	F	Niuton	kgm/s^2	Ciśnienie akustyczne	P_a	Paskal	kg/ms^2
Strumień magnetyczny	Φ	Weber	Vs	Przesunięcie	x	metr	m	Przesunięcie objętościowe	Θ	metr^3	m^3

Tab. 4. Wielkości elektryczne, mechaniczne i akustyczne analogiczne impedancyjnie:

Elektryczne				Mechaniczne				Akustyczne			
Wielkość	Symbol	Jednostka	Wymiar	Wielkość	Symbol	Jednostka	Wymiar	Wielkość	Symbol	Jednostka	Wymiar
Moc	P_e	Wat	VA	Moc	P_m	Wat	kgm^2/s^3	Moc	P_a	Wat	kgm^2/s^3
Rezystancja	R_e	Om	V/A	Rezystancja mechaniczna	R_m	Om mechan.	kg/s	Rezystancja akustyczna	R_a	Rayl	$\text{kg}/\text{m}^2/\text{s}$
Indukcyjność	L	Henr	Vs/A	Masa mechaniczna	M_m	kilogram	kg	Masa akustyczna	M_a	kg/m^4	kg/m^4
Pojemność	C_e	Farad	As/V	Podatność mechaniczna	C_m	metr/Niut.	s^2/kg	Podatność akustyczna	C_a	m^5/N	$\text{m}^4/\text{s}^2/\text{kg}$
Napięcie	U	Wolt	V	Siła	F	Niuton	kgm/s^2	Ciśnienie akustyczne	P_a	Paskal	kg/ms^2
Prąd	I	Amper	A	Prędkość liniowa	v	m/s	m/s	Prędkość objętościowa	V	m^3/s	m^3/s
Ładunek	Q	Kulomb	As	Przesunięcie	x	metr	m	Przesunięcie Objętościowe	Θ	metr^3	m^3

Znając zatem powyższe zasady analogii dwójnikowy schemat zastępczy przetwornika piezoceramicznego drgającego w okolicy swego podstawowego rezonansu stworzyć można

stosunkowo łatwo (Rys. 5). Niewątpliwie do zacisków elektrycznych musi być dołączona równoległa pojemność elektryczna C_e , bowiem kształtka piezoceramiczna ze swymi okładzinami jest kondensatorem, którego pojemność statyczną można zmierzyć byle miernikiem. Do tychże zacisków jest też dołączona gałąź reprezentująca drgający obwód mechaniczny L_m, C_m i $R_m + R_{obc}$, gdzie R_m to straty wewnątrz kształtki, R_{obc} reprezentuje wypromieniowanie energii na zewnątrz przetwornika. Oporność obciążenia można z kolei ewentualnie rozdzielić na równoległe połączenie oporności reprezentujących straty związane z wytłumieniem drgań w absorberze przy tylnej powierzchni kształtki oraz z odpromieniowaniem użytecznej energii do ośrodka. Formalnie, równoległe do pojemności C_e powinna być dołączona oporność R_e związana z tangensem stratności kształtki traktowanej jako kondensator, jednak wobec stratności w części mechanicznej obciążonej kształtki jest ona do pominięcia.



Rys. 6. Schemat zastępczy przetwornika piezoceramicznego drgającego w okolicach rezonansu podstawowego i w rezonansie.

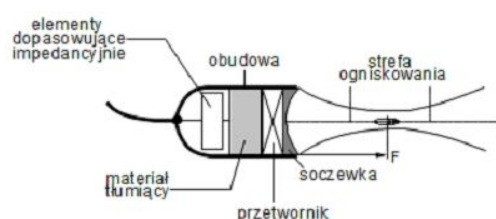
W rezonansie mechanicznym nikną (są zwierane) mechaniczne elementy reaktancyjne i pozostaje „mocno stratna” - z powodów mechanicznych - pojemność elektryczna.

Zabierając się do tworzenia schematów zastępczych przetworników można mieć obawy, że niezbędne stanie się za chwilę ważenie, ściskanie i temu podobne czynności związane z określeniem wartości elementów mechanicznych występujących w schematach. Obawy te są szczęśliwie płonne, bowiem w praktyce nie ma takiej konieczności a wystarczają wyłącznie pomiary impedancyjne po stronie elektrycznej (metoda dwójnikowa) uzupełnione pomiarami polowymi (czwórnikowa). Szerzej sprawy te są potraktowane przy omawianiu sposobów dopasowania przetworników do wzmacniaczy mocy.

O wiele obszerniejsze rozważania aspektów związanych z tworzeniem schematów zastępczych przetworników, także piezomagnetycznych zawiera [82].

4.4 Głowice ultradźwiękowe

Najprostszą, lecz dziś już historyczną, jest konstrukcja zawierająca w estetycznej obudowie pojedynczą kształtkę piezoceramiczną z absorberem i elementem dopasowującym elektrycznie przetwornik do nadajnika z warstwą dopasowującą z przodu kształtki, przewidziana do pracy z nakładką dystansującą, eliminującą pole bliskie z użytecznego zakresu obserwacji tkanek. Na rys. 6 schematycznie przedstawiona jest jednak głowica o jeden krok bardziej złożona – z fizyczną (np. z plexi) soczewką ogniskującą pole.



Rys. 6. Konstrukcja prostej głowicy ultradźwiękowej z soczewką fizyczną

Obecnie można uważać, że jest to konstrukcja poniekąd prymitywna i archaiczna, bo dająca niewielki obszar jednoczesnej obserwacji. Ponadto kierunek obserwacji taką głowicą można ustalać tylko „na oko”, chyba, że umieści się ją na końcu ramienia pantografu z mechaniczno – potencjometrycznym układem przeniesienia miejsca położenia i kąta obserwacji, bo wówczas można wiązać kierunek obserwacji głowicą z kierunkiem wyświetlania linii obrazu echa na ekranie zobrazowania.

Innym sposobem wyznaczania kąta położenia takiej głowicy i ułatwienia pomiarów w pewnym, np. 90. lub 120. stopniowym sektorze obserwacji bez wykonywania ręcznych ruchów głowicą było sprzężenie jej z wykonującym wahadłowe ruchy w takim sektorze lustrem akustycznym, napędzanym silniczkiem w przekazywany do układu zobrazowania sposób [47].

Inny sposób to kontrolowane, wahadłowe obracanie silniczkiem głowicy z soczewką w zadanym sektorze. Umieszczano także na wspólnej osi, obracanej silniczkiem w sposób znany układowi zobrazowania, trzy (sektor 120°) lub cztery (90°) pojedyncze głowice. Takie rozwiązanie było proste mechanicznie a zapewniało nieprzerwaną obserwację sektora, bo przed oknem akustycznym (o szerokości kątowej równej sektorowi obserwacji) przebiegała zawsze jedna z głowic. Tego typu rozwiązania nazywane są mechanicznymi skanerami sektorowymi lub mechanicznymi głowicami sektorowymi. Wnętrze takiej głowicy (a przynajmniej przestrzeń przed oknem) musiało być wypełnione materiałem umożliwiającym sprzężenie akustyczne (np. olejem), zaś połączenia elektryczne wirujących przetworników muszą przechodzić przez układ niefortunnie po polsku zwanych „przejsć szczotkowych” (po angielsku zgrabniej „slip rings” – pierścieni ślizgowych). Opisy i schematyczne rysunki głowic sektorowych z kilkoma przetwornikami zawierają [27], [38], [4][9], [104].

Odmianą głowicy sektorowej jest też po prostu głowica z wieloma włączanymi kolejno elementami umieszczonymi tak, że ich czoła stanowią fragment okręgu. Zobrazowanie z takiej głowicy różni się od typowego, sektorowego tym, że ma bardziej „wycięty” wierzchołek (zgodnie z kształtem swego czoła) i dlatego stosuje się dla niej osobną nazwę głowica **konweksowa** lub **krzywoliniowa** [28].

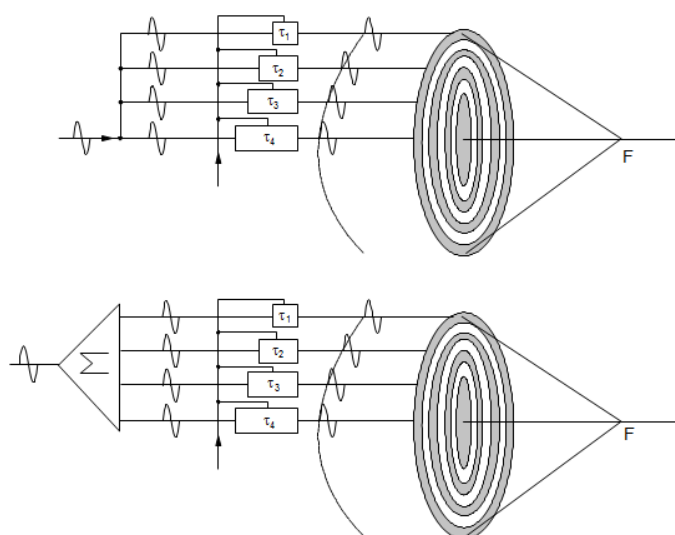
Bardziej współczesnym rozwinięciem głowicy z soczewką fizyczną jest tzw. głowica z soczewką elektroniczną, zwana też ze względu na swą konstrukcję głowicą pierścieniową. Głowica zawiera w swym centrum przetwornik dyskowy otoczony kilkoma przetwornikami w kształcie pierścieni. Kształtki muszą być od siebie odizolowane akustycznie ale też odstępy między nimi powinny być minimalne. Warunki te, jak na ogół bywa, są względem siebie w opozycji ale mogą być spełnione gdy do izolacji używać warstewek np. z materiałów zawierających wiele powietrza lub wręcz warstewek powietrza.

Przewagą takiej głowicy w stosunku do głowicy z soczewką fizyczną jest możliwość dynamicznej zmiany wielkości apertury przetwornika ze zmianą głębokości badania (co ustala w pewnym stopniu poprzeczne rozmiary strefy ogniskowania) ale przede wszystkim możliwość dynamicznej zmiany odległości strefy ogniskowania od głowicy. Po stronie nadawczej głębokość strefy ogniskowania zmienia się co transmisję, zaś przy odbiorze zmiana położenia ogniska może nadążać za strefą, z której powraca echo.

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

Najszerzej głowice z soczewką elektroniczną opisane są w [47] i [55].



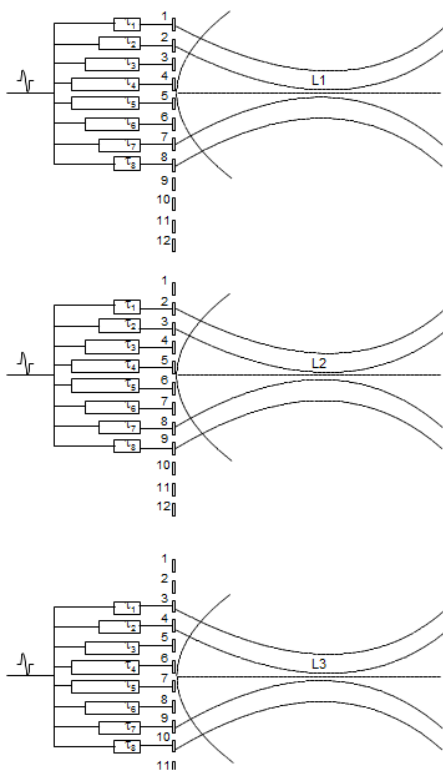
Rys. 7. Głowica pierścieniowa z soczewką elektroniczną – nadawanie (rys górny) i odbiór (dolny) sygnałów. Strzałkami oznaczono symbolicznie wejścia sterujące zmianami opóźnień (przy nadawaniu regulacja skokowa z transmisji na transmisję, przy odbiorze ciągła).

Idea zastąpienia opóźnień w poszczególnych fragmentach soczewki fizycznej wzajemnymi opóźnieniami sygnałów realizowanymi elektronicznie w sposób przedstawiony na rysunku 6-7 jest prosta.

Techniczne sposoby realizacji tych opóźnień a zwłaszcza ich dynamicznych zmian stały się jednak możliwe dopiero w przy zaistnieniu możliwości wykorzystania bardzo szybkich, wyspecjalizowanych procesorów sygnałowych DSP potrafiących, mówiąc w uproszczeniu, dostatecznie szybko i gęsto przesuwac na skali czasu („shiftować” w slangu informatycznym) próbki sygnałów. Wartości opóźnień przy nadawaniu zmieniane są skokowo z transmisji na transmisję i jest to stosunkowo łatwe, natomiast przy odbiorze realizowane jest rzeczywiste, płynne ogniskowanie dynamiczne co oznacza konieczność płynnej (czyli w technice cyfrowej z bardzo drobnymi skokami) regulacji konfiguracji opóźnień, z prędkością równą połowie prędkości

propagacji fali w tkankach.

W niektórych rodzajach badań zamiast zobrazowania sektorowego czy konweksowego czyli obrazu tworzonego we współrzędnych kątowych korzystniejsze jest zobrazowanie we współrzędnych prostokątnych, wymagające użycia **główicy z liniowym szykiem przetworników**, w skrócie zwanej **główicą liniową**. Głowica taka zawiera zwykle N (zwykle od 16 do 128) przetworników o aperturze prostokątnej, rozmieszczonych obok siebie i odizolowanych akustycznie. Jej zadaniem jest wytwarzanie w kolejnych transmisjach stref ogniskowania utożsamianych z kolejnymi liniami zobrazowania, przesuwających się z transmisji na transmisję wzdłuż linii apertury.



Rys. 8. Zasada działania głowicy liniowej: nadawanie w kolejne strefy zogniskowania – linie zobrazowania L_i . Przed linią przetworników - kształt frontu falowego.

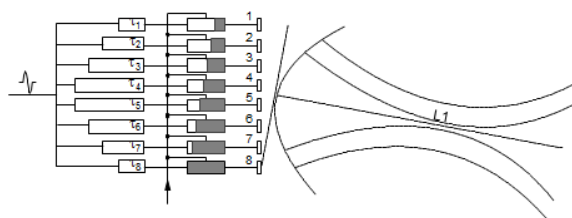
Do uzyskania zogniskowania potrzeba przynajmniej K przetworników (zwykle od kilku do 64 – w przykładzie z rysunku 8: 8sztuk), w związku z czym linie zobrazowania nie mogą rozpoczynać się i kończyć przy skrajach szyku, czyli przy standardowym pobudzaniu liczba linii L jest mniejsza od liczby N elementów głowicy o K (po $K/2$ na początku i końcu linii). Odstęp między liniami przy takim pobudzeniu równy jest rozstawowi kształtek w aperturze. Ponieważ ogniskowanie odbywa się elektronicznie, zasada działania takiej głowicy różni się od opisanej wyżej głowicy pierścieniowej głównie tym, że z transmisji na transmisję zmienia się grupa pobudzanych kształtek (o jeden element „w dół” na rysunku 8).

Liczbę linii można podwoić pobudzając w dwóch transmisjach parzystą liczbę przetworników (np. 1 - 8) a odbierając sygnały z nieparzystej liczby kształtek (np. w pierwszej transmisji 1 – 7, w drugiej 2 – 8). Odbywa się to kosztem minimalnego pogorszenia ogniskowania przy odbiorze (zmniejszenie o wymiar jednej kształtki wymiaru apertury odbiorczej), tym bardziej pomijalnego, im więcej przetworników używa się jednocześnie do ogniskowania (im większa liczba K).

Opisaną wyżej głowicę liniową można przekształcić w głowicę konweksową z elektronicznym ogniskowaniem i odchylaniem linii zobrazowania (ang. phase array transducers).

Głowice sektorowe lub konweksowe mają tą przyjemną przewagę nad liniowymi, wytwarzającymi tę samą liczbę linii, że do ich budowy potrzeba mniej przetworników, aczkolwiek jak zwykle nie za darmo, bo kosztem ograniczenia pola zobrazowania (z prostokąta do wycinka koła z wyciętym wierzchołkiem) i kosztem ewentualnej konieczności poszerzania przekroju ogniska ze wzrostem zasięgu czyli wzrostem liniowego wymiaru sektora.

Przekształcenie głowicy liniowej w sektorową polega na wprowadzeniu dodatkowych opóźnień sygnałów do układu ogniskowania elektronicznego pokazanego na rysunku 8 w taki sposób, by front falowy nie był równoległy do linii przetworników a pochylony pod pewnym kątem, co oznacza pochylenie kierunku linii zogniskowania. Zmieniając z transmisji na transmisję rozkład opóźnień w dodatkowych liniach można kolejno zmieniać kierunki linii zogniskowania tak, jak to się dzieje w mechanicznych głowicach konweksowych. W praktyce realizacja obu opóźnień, potrzebnych do ogniskowania i zmiany kierunku linii, odbywa się oczywiście nierozdzielnie, w tym samym procesorze. Idea pochylenia wiązki na wybranym kierunku jest pokazana na rysunku 8. Na szaro zaznaczono konieczny rozkład opóźnień dla uzyskania pokazanego symbolicznie, nachylonego frontu falowego.



Rys. 9. Zasada elektronicznego wytwarzania i pochylania linii ogniskowania.

Należy zwrócić uwagę, że w głowicach z ogniskowaniem elektronicznym multiplikacji podlega liczba nadajników, kanałów odbiorczych a komplikacji – sterowanie i, ogólnie, obróbka sygnałów. Sama multiplikacja przy dzisiejszych technologiach nie jest jednak tak wielkim problemem, jak zachowanie współbieżności kanałów, począwszy od powtarzalności parametrów kształtek głowicy, osadzania ich w obudowach, po współbieżność operacji czysto elektronicznych na sygnałach.

Problem ten „rośnie z kwadratem” w przypadku coraz szerzej wprowadzanego zobrazowania dwuwymiarowego w aparaturze ultrasonograficznej. „Skromnym” początkiem w tej sprawie jest tak zwana **głowica 1,5D** (półtora wymiarowa). Przy omawianiu zasady działania głowicy liniowej został dyskretnie zaniedbany problem ogniskowania w drugim przekroju przestrzeni. Gdyby nie ogniskowanie dynamiczne można by myśleć o stosowaniu jednowymiarowej soczewki fizycznej przyklejonej do całej linii. Jeśli jednak o ten wymiar chce się zadbać przyzwoicie, należy skonstruować głowicę o kilku przynajmniej rzędach tak, by zapewniać dynamiczne ogniskowanie w obu wymiarach płaszczyzny a przynajmniej tzw. **ogniskowanie strefowe** w gorzej traktowanym wymiarze. Ogniskowanie strefowe, w odróżnieniu od pełnego, płynnego ogniskowania dynamicznego polega na tym, że dla płytkiej strefy ogniskowania odbiera się sygnały z czynnej grupy przetworników w centralnym rzędzie, dla dalszej strefy sumuje się sygnały z tejże grupy z odpowiednio opóźnionymi sygnałami z grup w rozmieszczonych dwóch symetrycznych względem centralnego rzędów, dla jeszcze dalszej strefy wzajemnie odpowiednio poopóźniane sygnały z pięciu rzędów itd. Taki rodzaj ogniskowania możnaby zatem nazwać dynamicznym ogniskowaniem dyskretnym, nie w sensie cech pewnej tajemniczości, a w sensie nieciągłości.

Od pomysłu na głowicę 1,5D tylko krok do pomysłu skonstruowania pełnej głowicy **2D – dwuwymiarowej**, (np. z 4096! przetwornikami), umożliwiającej uzyskanie zobrazowań

trójwymiarowych (trzeci wymiar to głębokość) bez konieczności przemieszczania głowicy na ciele pacjenta. Uwaga o przemieszczaniu jest istotna o tyle, że użycie głowicy 2D nie musi od razu oznaczać możliwości uzyskiwania pełnego, trójwymiarowego obrazu ultrasonograficznego, a może zapewniać „tylko” wyświetlanie kolejnych dobrej jakości obrazów tkanek w dwuwymiarowych przekrojach, tak jak przy użyciu głowicy liniowej, tyle, że (co bardzo ważne) bez przesuwania głowicy. Dobra jakość bierze się z możliwości właściwego ogniskowania w obu wymiarach. Ograniczenia co do jednoczesności wyświetlania trzech wymiarów biorą się po pierwsze z komplikacji struktury hardwerowej (konieczność stosowania wielu równolegle pracujących przetworników ultradźwiękowych i procesorów) oraz softwerowej (a więc i ceny) aparatury w pełni trójwymiarowej. Biorą się też ze stosunkowo powolnego czasu tworzenia obrazów (zwłaszcza przy głębszej penetracji) w związku ze dość niewielką prędkością propagacji dźwięku w tkankach, a także z pewnych trudności w organizacji prezentacji trójwymiarowych obrazów na dwuwymiarowych monitorach.

Zobrazowanie trójwymiarowe można zrealizować także w sposób mechaniczny, zapewniając wahadłowy ruch głowicy liniowej lub sektorowej wewnątrz obudowy [24], jednakże w takich rozwiązaniach uzyskuje się obraz przestrzenny w ciągu kilku – kilkunastu sekund (co prawda nie stosując zapewne obecnych technologii procesorowych).

4.4.1 Głowice ultradźwiękowe - przykłady

Przykłady głowic polskiej wytwórni ultrasonografów: ECHO-SON S.A., 24-100 Puławy, ul. Krańcowa 5, info@echoson.com.pl



Rys. 10. Convex: CA-255/R60: Elektroniczna convex R = 60 mm szerokopasmowa częstotliwość: 2,5 - 2,7 - 3,3 - 3,5 - 4,0 - 4,5 - 5,0 MHz, zakres ogniskowania: 20 - 160 mm zastosowanie: badania jamy brzusznej, ginekologiczno-położnicze, F.A.S.T., urologiczne



Rys. 11. Convex: CA-305/R20: Elektroniczna microconvex R = 20 mm szerokopasmowa częstotliwość: 2,5 - 3,0 - 3,3 - 3,5 - 5,0 - 6,0 MHz zakres ogniskowania: 20 - 160 mm zastosowanie: badania kardiologiczne, F.A.S.T., pediatriczne



Rys. 12. Convex: CA-409/R13: Elektroniczna microconvex R = 13 mm szerokopasmowa częstotliwość: 4,5 - 9,5 MHz zakres ogniskowania: 10 - 130 mm, zastosowanie: badania przezciemiennowe, badania pediatriczne



Rys. 13. Liniowa: LA-510/L40: Elektroniczna liniowa L = 40 mm szerokopasmowa, częstotliwość: 5,0 - 6,0 - 7,0 - 8,0 - 9,0 - 10,0 - 12,0 MHz, zakres ogniskowania: 9 - 60 mm, zastosowanie: badania narządów i tkanek położonych powierzchownie, tarczycy, sutków, moszny, ortopedyczne, pediatriczne



Rys. 14. Micro-convex endowaginalna: CV_580/R13: Elektroniczna endowaginalna, microconvex, R=13 mm, szerokopasmowa częstotliwość: 5 - 10 MHz zakres ogniskowania: 20 - 100 mm zastosowanie: badania ginekologiczno-położnicze



Rys. 15. Anorektalna: R_510/R8: Wirująca endoanalna 360 stopni, R = 8 mm, szerokopasmowa częstotliwość: 7,0~12,0 MHz zakres ogniskowania: 15-25mm zastosowanie: badanie kanału odbytu i zwieracza odbytu, a przy wykorzystaniu tzw. balona wodnego badanie bańki odbytnicy



Rys. 16. Endorektalna dwupłaszczyznowa: 2R_575/R11: Sektorowa endorektalna dwupłaszczyznowa 90°/ 120° R - 11 mm, szerokopasmowa częstotliwość: 5,0~7,5 MHz zakres ogniskowania: 30 - 50 mm zastosowanie: badania gruczołu krokowego, urologiczne

5 Szczególne układy elektroniczne i metody obróbki sygnałów w urządzeniach ultradźwiękowych.

Przy projektowaniu i wykonywaniu urządzeń ultradźwiękowych przeznaczonych do zastosowań wysokoenergetycznych w rodzaju płuczek, narzędzi, aparatów do fizykoterapii, wytwarzania aerozoli itp, posiadających stosunkowo prostą strukturę i pracujących na niewygórowanych częstotliwościach są w zasadzie tylko dwa nietypowe problemy konstrukcyjne, mianowicie:

- zbudowanie odpowiednich przetworników nadawczych,
- dopasowanie ich do pobudzających wzmacniaczy mocy.

Wiele więcej nietypowych z punktu widzenia projektowania i konstruowania urządzeń elektronicznych problemów występuje w przypadku bardzo na ogół złożonych urządzeń ultrasonograficznych. Oprócz zaprojektowania i dopasowania elektrycznego samych głowic ultradźwiękowych na samym początku procesu projektowania pojawia się dość nietypowy podejścia systemowego – określenia podstawowych, niejako zewnętrznych parametrów wynikających z przewidywanego rodzaju zastosowania urządzenia, wykorzystywanych efektów fizycznych, parametrów trudnego kanału transmisyjnego jakim są tkanki organizmu, właściwości wytwarzania sygnałów echa przez obserwowane obiekty, rodzaju informacji (prosta detekcja, lokalizacja czy też estymacja innych parametrów obiektów, np. rozmiarów, parametrów ruchu itp.).

5.1 Zagadnienia projektowe

Pierwszym krokiem projektowym jest formalnie wybór częstotliwości pracy urządzenia. Ze względu na wzrost tłumienia dźwięku w tkankach ze wzrostem częstotliwości, a więc ograniczenia możliwych zasięgów, czego z powodu bezpieczeństwa badań nie można kompensować dowolnym podwyższaniem natężenia wytwarzanej fali oraz ze względu na łatwiejszą technologię dobrze jest wybrać możliwie niską częstotliwość. W opozycji to tego stoi chęć minimalizacji gabarytów głowicy ultradźwiękowej ale przede wszystkim warunek, by długość przestrzenna stosowanej fali była mniejsza (najlepiej wielokrotnie) od rozmiarów obiektów wytwarzających echo, chyba że,

z niechęcią, założyć detekcję wstecznych rozprożeń fali (np. na krwinkach). Jeśli pamięta się, że długość fali w tkankach wynosi ok. 1mm na częstotliwości 1,5MHz to widać, że na podobnej a nawet nieco niższej częstotliwości można uzyskiwać obrysy tkanek dużego płodu, ale nie elementów oka, gdyż cała gałka oczna ma średnicę ok. 2cm. Na szczęście tylko tyle musi też wynosić maksymalny zasięg ultrasonografu oftalmicznego, można więc stosować częstotliwości kilku megaherców, czyli fale o długości ułamków milimetra. W przypadku badań cienkich warstewek skóry zasięgi mogą być jeszcze mniejsze i dlatego takie ultrasonografy mogą pracować na częstotliwościach rzędu 30MHz. Przypisanie odpowiednich zakresów częstotliwości różnym rodzajom badań nastąpiło w zasadzie dość dawno i postęp technologiczny pozwala co najwyżej uparcie przesuwając te zakresy w górę bez niebezpiecznego podnoszenia koncentracji mocy nadawanych sygnałów, po to, by powstawały warunki fizyczne do podnoszenia rozdzielczości a zatem – ogólnie - jakości uzyskiwanych obrazów tkanek. W praktyce możliwe jest takie konstruowanie ultrasonografów, by mogły pracować z różnymi głowicami w kilku zastosowaniach a więc, w miarę możliwości, uniwersalnych a przez to bardziej ekonomicznych.

Podobny problem występuje w innych dziedzinach zastosowań ultradźwięków. Przykładowo w hydroakustyce sonary wykrywające okręty podwodne, a więc duże obiekty, które trzeba wykrywać z odległości przynajmniej paru kilometrów, muszą (ale też i mogą) pracować z falami o długości rzędu pół metra, czyli na częstotliwościach paru kiloherców (a więc, formalnie, wcale nie na częstotliwościach ultradźwiękowych) mimo nieszczęść konstrukcyjnych i eksploatacyjnych związanych z koniecznością stosowania wielkogabarytowych anten. O wiele mizerniejsze gabarytowo miny trzeba wykrywać falami parocentymetrowymi. Anteny i całe sonary stają się mniejsze i zgrabniejsze, ale nie ma co marzyć o uzyskiwaniu porównywalnych z sonarami niskoczęstotliwościowymi zasięgów i nie jest zbytnio możliwe tworzenie konstrukcji uniwersalnych.

Podstawą dalszych kroków tworzenia projektu systemowego urządzeń lokacyjnych (np. radarowych lub, wspomnianych wyżej, hydroakustycznych) jest, zapisywane na ogół w postaci logarytmicznej, tzw. równanie zasięgu:

$$EL \geq NL + DT$$

Równanie to pozwala wyznaczyć maksymalny zasięg urządzenia o założonych parametrach (w rodzaju mocy nadajnika, właściwości kierunkowych i sprawności anteny nadawczej i odbiorczej, klasy stosowanego sygnału i ewentualnego tzw. zysku filtracji w odbiorniku), z którego to zasięgu

poziom sygnału echa od założonego celu (EL - echo level) jest jeszcze na tyle wyższy (o próg detekcji DT – detection threshold) od spodziewanego poziomu zakłóceń (NL – noise level) tego sygnału (pochodzących z kanału transmisyjnego lub np. szumów elektrycznych odbiornika), aby operator lub automatyczny układ mógł podjąć decyzję o interesujących parametrach celu z określonym prawdopodobieństwem jej poprawności. Inny sposób rozwiązywania równania zasięgu polega na określeniu koniecznych wartości parametrów urządzenia tak, by możliwe było osiągnięcie wymaganego zasięgu.

Wobec istniejących ograniczeń fizycznych, a w praktyce głównie ekonomicznych, rozwiązywanie tego równania polega zwykle na optymalizacji kompromisu pomiędzy pragnieniami osiągnięcia najlepszych efektów (np. maksymalizacji możliwych zasięgów) a możliwościami (ograniczonymi na ogół sensowną ceną urządzenia). Prócz tego ograniczenia mogą być innego rodzaju – np. dopuszczalnymi wartościami parametrów wytwarzanego pola akustycznego wynikającymi z bezpieczeństwa nurka używającego hydrotelefonu, podobnie jak w ultrasonografii.

Choć nie słychać, by równanie zasięgu było stosowane przy projektowaniu ultrasonografów, problemy projektowe we wszystkich dziedzinach lokacji, w tym w ultrasonografii są zbliżone w swej naturze a różnią się np. nomenklaturowo. Równanie to może zatem służyć przynajmniej dla uporządkowania toku projektowania urządzeń ultrasonograficznych.

I tak, jeśli zważyć, że na występujący w równaniu zasięgu poziom echa EL składają się czynniki (w dalszym ciągu obowiązuje postać decybelowa równania):

$$EL = SL - 2TL + TS$$

gdzie SL (source level) jest tzw. poziomem źródła, TL (transmission losses) stratami transmisyjnymi ($2TL$ – dwustronnymi) a TS (target strength) tzw. siłą celu, znaczy to, że do przetwornika odbiorczego wraca fala echa o natężeniu tym większym, im silniejszy impuls sondujący został wypromieniowany „silnym źródłem”, im mniejsze były straty w kanale transmisyjnym i im lepiej („silniej”) odbijał cel.

Nie wchodząc w szczegóły, zadaniem projektanta jest określenie wartości tych czynników.

Poziom źródła urządzenia ultrasonograficznego jest poniekąd zawsze ograniczony (bezpieczeństwo badań, próg kawitacji), niemniej można go określić mnożąc dopuszczalną moc elektryczną nadajnika (lub pojedynczego kanału) przez szacowaną (lub zmierzoną) sprawność przemiany energii i dzieląc przez powierzchnię przekroju wiązki (znaną np. dzięki obliczeniu

średnicy strefy ogniskowania d_0). Odnosząc (normalizując) uzyskany wynik do stałego w całym równaniu poziomu (np. $1\text{W}/\text{cm}^2$) można przeprowadzić operację obliczenia wartości wyniku w decybelach.

Straty transmisyjne nie trudno oszacować znając współczynniki tłumienia fali akustycznej w tkankach na wybranej częstotliwości sygnału. Znając wartość współczynnika odbicia lub wstecznego rozpraszania sygnału na tkankach czy krwinkach można także określić jakiej wartości natężenia echa (znów znormalizowanej i obliczonej w decybelach) możemy się spodziewać w miejscu jego powstawania (będzie to odpowiednik siły celu).

Po oszacowaniu wartości uzyskiwanego poziomu natężenia fali sygnału echa możemy zastanowić się na ile przewyższa on poziom spodziewanych zakłóceń akustycznych z kanału (np. poziomu szumu termicznego ośrodka w paśmie odbioru lub poziomu innych ech traktowanych jako zakłócenia) oraz obliczyć wywołaną tym natężeniem moc sygnału elektrycznego na zaciskach przetwornika odbiorczego lub, w praktyce, napięcie na wyjściu układu sumującego sygnały z przetworników odbiorczych na podstawie tzw. odpowiedzi napięciowej VR (voltage response) przetwornika, podanej przez producenta kształtek lub zmierzonej samodzielnie. Parametr VR określa jakie napięcie na okładkach przetwornika wywoła fala o określonym ciśnieniu (w decybelach względem 1Pa , 1V).

Jeśli znamy poziom napięcia możemy po pierwsze sprawdzić odstęp od spodziewanego poziomu szumów elektrycznych w paśmie odbioru (odniesionego do wejścia odbiornika) i porównać ten odstęp ze spodziewanym odstępem od poziomu zakłóceń akustycznych z kanału transmisyjnego. Jeśli któryś z odstępów jest zbyt mały na to by spodziewać się zadowalającej jakości zobrazenia lub wyników prowadzonych dalej pomiarów i analiz (np. dopplerowskich) możemy zastanowić się, czy nie ma możliwości poprawy np. przez proste ograniczenie pasma odbioru (byle nie poniżej wymaganego w związku z szerokością pasma sygnału sondującego, zamiarem pomiarów odchyłek częstotliwości itp.) lub przez uzyskanie tzw. zysku filtracji w odbiorniku czyli poprawy stosunku sygnałów użytecznych do zakłócających przez zastosowanie układów szczególnej obróbki sygnałów.

5.2 Dopasowanie przetworników ultradźwiękowych do nadajników i odbiorników

Wiedza o sposobach łączenia układów elektromechanicznych lub anten ze współpracującymi z nimi układami elektronicznymi nie jest popularna wśród adeptów nabywania wiedzy elektronicznej. Problem ten należy więc potraktować jako dość nietypowy a charakterystyczny dla takich dziedzin jak technika ultradźwiękowa.

Przygotowania do omówienia sposobów dopasowywania przetworników do nadajników i odbiorników poczynione zostały wcześniej, gdzie omówiona została zasada pracy przetwornika i jego schemat zastępczy.

Jako dopasowanie należy tu rozumieć kompensację składowej reaktancyjnej impedancji przetwornika w rezonansie, co na ogół jest warunkiem właściwej współpracy ze źródłem pobudzającym oraz dopasowanie rzeczywistej już oporności przetwornika do oporności źródła. Źródłem tym niekoniecznie musi być od razu wyjście nadajnika lecz, na wyższych częstotliwościach, łączący kabel: linia długa o odpowiedniej oporności falowej. W takim wypadku dbać trzeba także o dopasowanie oporności wyjściowej nadajnika i odbiornika do oporności kabla.

Należy zatem rozpocząć od samego przetwornika a więc omówienia sposobu określenia wartości elementów występujących w jego schemacie zastępczym. Podstawą działań jest tu fakt, że w pierwszym rzędzie, z punktu widzenia dopasowania, interesujące są jedynie wartości impedancji (lub admitancji jeżeli łatwiej ją mierzyć) elektrycznej w okolicach rezonansu obciążonego ośrodkiem przetwornika, bez wnikania w mechanizmy sprzężeń elektromechanicznych wewnątrz kształtki.

Istnieją szczęśliwie przyrządy umożliwiające pomiar modułu i fazy immitancji w funkcji częstotliwości (mostki immitancyjne). W poniekąd amatorski sposób też można sobie poradzić mierząc w niżej opisany sposób wartości modułu immitancji w funkcji częstotliwości. Na częstotliwości rezonansu powinno wystąpić lokalne ekstremum. Dysponując wspomnianym mostkiem immitacyjnym pomiary wg tej samej procedury można wykonać precyzyjniej, dysponuje się bowiem zawsze informacją o fazie immitancji, której zachowanie jest istotne w okolicach rezonansu.

Zasada pomiaru modułu immitancji jest prosta i sprowadza się do pomiaru prądu i napięcia na zaciskach przetwornika pobudzanego przestrajającym generatorem. Jeśli chce się mierzyć impedancję należy najlepiej zapewnić w warunkach pomiaru stałoprądowość źródła – generatora,

jeśli admitancję - stałonapięciowość.

Zapewnienie stałoprądowości oznacza, że impedancja wewnętrzna generatora musi być dużo większa od spodziewanej maksymalnej impedancji mierzonej. Łatwo to uzyskać wstawiając między generator a przetwornik dostatecznie duży opornik. Wówczas:

$$|z(f)| = |U(f)| / |I = \text{const}|$$

czyli pomiar sprowadza się do odczytu napięcia przy zmienianej częstotliwości generatora i ewentualnie kontroli stałości prądu w obwodzie pomiarowym.

Przy pomiarze admitancji impedancja wewnętrzna generatora stałonapięciowego musi być dużo mniejsza od minimalnej spodziewanej podczas pomiaru. Impedancję tą można ewentualnie obniżać stosując zasilanie układu pomiarowego z dostatecznie małej oporności w dzielniku na wyjściu z generatora. Tym razem:

$$|y(f)| = |I(f)| / |U = \text{const}|$$

czyli pomiar sprowadza się do pomiaru prądu wpływającego do przetwornika i kontroli stałości napięcia na przetworniku. Wybór rodzaju pomiaru zależy właściwie od tego, czy łatwiej zapewnić warunek stałoprądowości czy stałonapięciowości generatora lub, co niekiedy ważniejsze, czy rzeczywisty układ pobudzający będzie miał cechy źródła stałonapięciowego (niską oporność wewnętrzną w stosunku do oporności przetwornika po kompensacji) czy stałoprądowego (wysoką).

Same wzmacniacze mocy mają na ogół charakter źródeł stałonapięciowych, jednakże jako standardową oporność wyjściową źródeł a więc i dopasowanych przetworników przyjęto 50 omów. Taka standaryzacja ma oczywisty sens gdy zważy się uzyskiwaną w ten sposób uniwersalność głowic. Przyjęcie podanej standardowej wartości oporności wzięło się natomiast stąd, że głowice pracujące na wysokich częstotliwościach muszą być łączone z aparatem kablową linią długą a standardowe, przemysłowe kable koncentryczne mają właśnie 50. omową oporność falową (w odróżnieniu od domowych, telewizyjnych 75. omowych). Kilkumetrowy przewód głowicy pracującej na częstotliwości 1MHz można traktować jako „linię krótką” czyli element o stałych skupionych (kondensator o pojemności kilkuset pF), bowiem długość fali elektromagnetycznej λ_{em} w tym kablu wynosi 300 metrów. Dla częstotliwości 10 MHz ($\lambda_{em} = 30\text{m}$) te same kilka metrów przewodu to już linia długa (słyszysz się o inżynierskim kryterium granicy: długość kabla $\leq 10\% \lambda_{em}$).

Oporności skompensowanych przetworników mogą być mniejsze lub większe od przyjętego

standardu. Pewnym zmartwieniem ujawniającym się po pomiarze immitancji w funkcji częstotliwości jest fakt, że pojawiają się dwa ekstrema (maksimum i minimum) jej modułu. Nie muszą one być bardzo wyraźne ze względu na celowo niską (rzędu kilku) dobrocią przetwornika obciążonego z tyłu absorberem a od przodu dopasowanego w przyzwoity sposób do ośrodka. Niewiele różnią się częstotliwości obu rezonansów, nierzadko różne są też różne wartości impedancji na obu częstotliwościach. Różnice wystrzają się w przypadku przetworników o większej dobroci, np. stosowanych w hydroakustyce i wtedy wymagają większej uwagi.

Pojawienie się dwóch ekstremów sugeruje istnienie dwóch rezonansów przetwornika a nie jednego, mechanicznego, branego dotychczas pod uwagę. Drugi rezonans jest wiązany bezpośrednio z rezonansem obu gałęzi (mechanicznej i elektrycznej) a więc gałęzi mechanicznej wraz z pojemnością statyczną C_e i nazywany jest rezonansem elektrycznym [55]. Różni autorzy wchodzą głębiej w nieco zawiłą fenomenologię przyczyn takiego stanu rzeczy i np. ekstrema te nazywane bywają rezonansem mechanicznym [82] (lokalne minimum impedancji) i elektromechanicznym (lokalne maksimum impedancji), choć niektórzy inni autorzy używają nazw akurat odwrotnych.

Bezpośrednie powiązanie rezonansu elementów gałęzi elektrycznej i mechanicznej sugerowałoby, przynajmniej nomenklaturowo, zerowanie się na częstotliwości tego rezonansu pojemnościowego członu impedancji. Na podstawie pomiarów modułu immitancji nie można stwierdzić czy jest tak w rzeczywistości, jednak pełne pomiary obu członów (części rzeczywistej i urojonej) wskazują, że na obu częstotliwościach rezonansowych pojemność ta występuje, powinna zatem być skompensowana.

W praktyce głowic ultrasonograficznych, a więc stale podkreślanej niskiej dobroci szerokopasmowych przetworników i niewielkich różnic impedancji na obu rezonansach nie ma zbyt wielu powodów by głęboko rozważać przewagi wykorzystywania któregoś z nich. Najprościej podjąć decyzję wyboru częstotliwości pracy kierując się względami układowymi, np. minimalizacją gabarytów elementów dopasowujących, minimalizacją rozrzutów parametrów poszczególnych kształtek przy głowicach wieloelementowych itp. i wykonać cewkę kompensującą do pojemności statycznej z możliwością pewnej regulacji (obrotowym rdzeniem). Strojenie powinno polegać na oscyloskopowej kontroli poziomu mocy dostarczanej do przetwornika. Dla pojedynczego przetwornika powinno to polegać na maksymalizacji prądu wpływającego do przetwornika

i napięcia na jego zaciskach wraz z kontrolą zerowania fazy między przebiegami prądu i napięcia. Dla przetworników głowicy wieloelementowej jest to ewentualny dobry moment wyrównywania (lub realizacji innego sposobu ważenia) poziomów mocy promieniowanych przez wszystkie elementy. Jeśli strojenie jest „tępe” oznacza to niską dobroć strojonego obwodu i tak ma być dla przetworników szerokopasmowych.

Wybór sposobu prostej kompensacji cewką dołączoną równolegle bądź szeregowo do przetwornika nie jest całkiem dowolny. Jeśli np. głowica ma być pobudzana impulsem typu „delta Diraca” czy innym szerokopasmowym sygnałem o szybko narastającym zboczu, szeregową indukcyjność nie jest wskazana, przeciwstawia się bowiem szybkiemu wpłynięciu ładunków do elektrod przetwornika. Ten sposób kompensacji jest natomiast właściwy np. przy pobudzeniu przetwornika z niskooporowego źródła stałonapięciowego, kiedy to naturalnym obwodem rezonansowym współpracującym z takim źródłem jest obwód szeregowy.

Kompensację pojemności elektrycznej przetwornika o dużej dobroci mechanicznej, np. stosowanego w urządzeniach wysokoenergetycznych, zasilanego sygnałem wąskopasmowym należy przeprowadzać bardziej starannie i według trochę innych kryteriów. Wybór sposobu kompensacji znowu nie jest dowolny, bowiem istotne znaczenie ma teraz dobroć powstałego obwodu elektrycznego. Dobroć ta nie może być dowolna, w szczególności zbyt niska, by nie tłumić przez sprzężenie elektromechaniczne dobroci obwodu mechanicznego, chyba, że taki jest świadomy zamiar. Najlepiej jest, gdy dobroć wypadkowa jest rzędu dobroci gałęzi mechanicznej.

Jak wiadomo, pełne, uwzględniające również dobroć, wzory opisujące obwody rezonansowe mają postać:

$$Q_{ll} = R_d / \omega L = R_d \omega C$$

$$Q_{szere} = \omega L / r_d = 1 / r_d \omega C$$

gdzie R_d i r_d oznaczają odpowiednio oporność dynamiczną obwodów.

Dopiero gdy zaniedbać dobroć, co jest zawsze naganne, z równań można wyeliminować oporności dynamiczne i uzyskać popularną ale kaleką, jednakową dla obu rodzajów obwodów wersję:

$$\omega^2 = 1 / LC$$

Z pełnej postaci wzorów wynikają pełne, a przez to prawdziwe, warunki doboru cewki

kompensującej. Zakładając kompensację równoległą, sprawdzamy, jakąż to dobroć $Q_{||}$ uzyskamy przy równoległym połączeniu oporności obciążonego przetwornika w rezonansie i oporności wewnętrznej zasilającego generatora lub linii kablowej, tworzącym wartość oporności dynamicznej R_d oraz przy pojemności elektrycznej przetwornika. Jeśli okaże się, a tak jest zazwyczaj, że dobroć ta jest zbyt mała (np. 0,1 czyli mniej więcej drgającej cegły) można ratować sytuację zwiększając pojemność równoległym kondensatorem. Jeśli dobroć okazała się zbyt duża pozostaje tylko nieeleganckie, sztuczne jej zmniejszenie przez zrównoleglenie przetwornika opornością (zmniejszenie R_d).

W przypadku kompensacji cewką szeregową zasada jest podobna, inny jest tylko sposób wyznaczenia wartości r_d . Oporność ta to tym razem szeregowe połączenie oporności źródła sygnału generatora i oporności gałęzi mechanicznej w rezonansie przetransformowanej do wartości występującej w szeregowym połączeniu z pojemnością elektryczną.

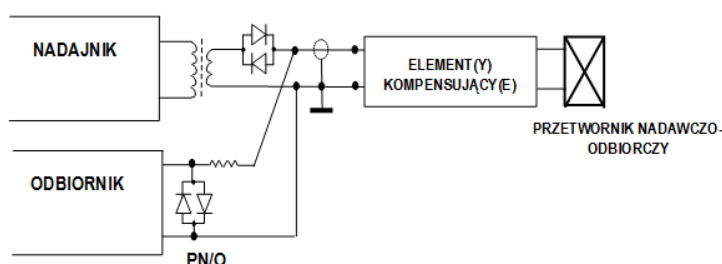
W omawianych zastosowaniach wysokoenergetycznych wzmacniacze zasilające mają najczęściej charakter źródeł stałonapięciowych, więc jak wcześniej wspomniano, kompensacja szeregową ma bardziej naturalny charakter.

Wartość oporności skompensowanego przetwornika w rezonansie jest dana przez naturę i nie musi w żadnym razie odpowiadać wymogom dopasowania. Najprostszym rozwiązaniem jest jej zmiana przez zastosowanie transformatora. Rozwiązanie to może być udanym pod warunkiem, że pamięta się np. że przekładnia impedancyjna jest kwadratem przekładni uzwojeń, że impedancja uzwojeń musi być dużo (ale nie przesadnie, np. 5-10razy) większa od transformowanych impedancji, że należy dobierać właściwy materiał i przekrój rdzenia do częstotliwości pracy i przenoszonej mocy, jednym słowem gdy autor dopasowania transformatorowego zna się na transformatorach, zwłaszcza wysokoczęstotliwościowych, co nie jest niestety sytuacją powszechną.

Po zakończeniu impulsu sondującego dobrze jest odciąć elektrycznie układy nadajnika od przetwornika nadawczo/odbiorczego, a zwłaszcza transformator dopasowujący (podatny na indukcyjne zakłócenia) od wejścia toru odbiorczego. Można to uczynić przez szeregową wtrącenie przeciwnie połączonych diód o dostatecznym dopuszczalnym prądzie przewodzenia podczas nadawania. Diody te stanowią praktycznie zwarcie podczas transmisji dużych napięć nadawanych impulsów i rozwarcie (także brak szumów) po „zgaszeniu” - w trakcie nasłuchu małych ech.

Na czas emisji impulsu sondującego należy też zwykle zabezpieczyć wejście toru odbiorczego

przed „przebicciem” delikatnych elementów wejściowych dużymi napięciami impulsu. Służą temu bardziej lub mniej skomplikowane układowo tzw. przełączniki nadawanie/odbiór (PN/O), z których najprostszy i bodaj najczęściej stosowany, nie wymagający sterowania z zewnątrz, składa się z opornika ograniczającego prąd płynący przez szybkie, przeciwsobnie połączone diody zabezpieczające wejście układu przed napięciami wyższymi niż napięcie nasycenia diód.



Rys. 17. Podłączenie ultradźwiękowego przetwornika nadawczo – odbiorczego do układów elektronicznych wejścia – wyjścia echolokatora

Mizerne moce w urządzeniach ultrasonograficznych pracujących przy tym na wysokich częstotliwościach pozwalają stosować niewielkie i lekkie rdzenie, co ma poważne znaczenie w głowicach wieloelementowych. Zmniejszenie wagi układu dopasowującego można też niekiedy uzyskać stosując bardziej skomplikowaną metodę kompensacji i jednoczesnej transformacji impedancji przez zastosowanie czwórnika reaktancyjnego, co w zasadzie umożliwia dowolną, wąskopasmową transformację impedancji, np. z określonej zespolonej do żądanej rzeczywistej. Najczęściej stosowany jest tu tzw. filtr π_1 , zbudowany z pojemności równoległej do wejścia, szeregowej indukcyjności i następnej pojemności równoległej do zacisków wyjściowych. Jest to znany układ filtrujący używany w zasilaczach ale też np. przy dopasowywaniu anten, bowiem powyżej swej częstotliwości rezonansowej ma doskonałe właściwości filtra zaporowego a więc tłumiącego np. harmoniczne sygnałów. Jest to również istotna zaleta w przypadku wysokoenergetycznych urządzeń ultradźwiękowych, bowiem tłumienie harmonicznych jest ważne z punktu widzenia minimalizacji zakłóceń przemysłowych. Wspomniane zmniejszenie wagi może

polegać na tym, że cewka występująca w czwórniku może okazać się gabarytowo mniejsza i lżejsza od „zwykłego” transformatora impedancji.

Projektowanie filtrów dopasowujących, jako zwykłych w końcu czwórników reaktancyjnych, powinno wchodzić w zakres umiejętności absolwentów kursów z teorii obwodów, zasady są podawane w licznych książkach z tej dziedziny [11][10], często jako sposoby projektowania filtrów metodą graficzną na tzw. płaszczyźnie Arganda, na której immitancję przedstawia się jako punkty we współrzędnych będących wartościami jej części rzeczywistej i urojonej. W KSEM opracowano też oprogramowanie służące do projektowania takich dopasowań.

Dyskutując problemy dopasowania przetworników do układów pobudzających wypada nieco uwagi poświęcić samym układom wzmacniaczy mocy współpracujących z przetwornikami.

Można tu wyróżnić trzy rodzaje pobudzeń:

- falą ciągłą (ultrasonografia dopplerowska, fizykoterapia, narzędzia, myjki, aerozole),
- impulsem typu „ping” (impuls wypełniony przebiegiem wysokiej częstotliwości),
- pojedynczym impulsem.

Pierwszy rodzaj pobudzeń jest wytwarzany w stosunkowo prosty układowo sposób w generatorze ciągłego przebiegu sterującym końcówkę mocy. W aktualnej technologii nie ma praktycznie większych kłopotów zarówno ze stabilnością dowolnie dostrajanej częstotliwości jak też wytworzeniem praktycznie dowolnego poziomu mocy wyjściowej zwłaszcza na niższych (np. rzędu 1MHz) częstotliwościach. Konstruowanie sprowadza się na ogół do wyboru gotowej aplikacji z katalogów producentów podzespołów. Końcówki wzmacniaczy są wykonywane zwykle z mocowymi tranzystorami MOSFET (HEXFET), których istnieje szeroka gama i które pracują na ogół (choć niekoniecznie) w sprawnej energetycznie klasie D (od nasycenia do zatkania tranzystorów) a sterowane są ze specjalnie opracowanych układów zawierających również wszelkie możliwe zabezpieczenia (termiczne, przeciążeniowe, przeciwzwarceniowe). Urządzenia ultrasonografii dopplerowskiej pracują niekiedy na wyższych częstotliwościach, jednakże z niskimi mocami, co również oznacza brak kłopotu z dobraniem odpowiednio szybkich elementów wzmacniaczy mocy.

Urządzenia pracujące w klasie D z dużą mocą powinny posiadać w układach dopasowujących filtry dolnoprasmowe o dostatecznej dobroci jako porządne zabezpieczenia przed generowaniem zakłóceń radioelektrycznych, jakimi są harmoniczne wytwarzanych w nich przebiegów prostokątnych. W takich wzmacniaczach należy też ewentualnie brać pod rozważenie, czy w końcówce

Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

Sformatowano: Czcionka: Nie Pogrubienie

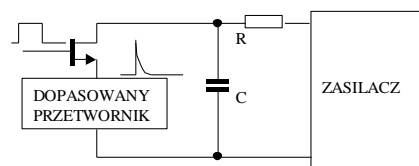
Sformatowano: Czcionka: (Domyślny) Calibri, Nie Pogrubienie, Nie sprawdzaj pisowni ani gramatyki

mocy stosować połączenie przeciwobne tranzystorów mocowych (układ „half-bridge” – półmostkowy), czy też pełny mostek („full-bridge”). Z układu pełnego mostka jest taka korzyść, że na jego wyjściu uzyskuje się amplitudę przebiegów zbliżoną do napięcia zasilania, podczas gdy w układzie przeciwobnym dwa razy mniejszą. Oznacza to, że można uzyskać czterokrotny wzrost mocy wyjściowej kosztem tylko podwojenia liczby tranzystorów, lub używać dwukrotnie niższego napięcia zasilania (co może być korzystne np. ze względów bezpieczeństwa) tym samym kosztem.

Drugi rodzaj pobudzeń – impulsem „ping” – wytwarzany jest przez podobne końcówki mocy ze sterownikami współpracującymi na ogół z procesorami wytwarzającymi odpowiednie przebiegi. Zasady projektowania są tu w zasadzie identyczne jak dla wzmacniaczy z falą ciągłą a nawet prostsze, bowiem jeśli impulsy są krótkie (obwiednie krótsze niż 100ms) i rzadko wytwarzane (współczynnik wypełnienia przebiegów nie większy niż 10%) ograniczeniem mocowym stosowanych tranzystorów staje się głównie dopuszczalne napięcie pracy, bowiem dopuszczalne prądy płynące przez tranzystory przy pracy z krótkimi impulsami bywają nawet dziesięciokrotnie wyższe niż przy pracy ciągłej.

Całkiem inaczej wygląda struktura wzmacniaczy pobudzających przetworniki impulsem typu „techniczna delta Diraca”. Korzyść z tego typu pobudzeń jest taka, że wzmacniacz może pracować z różnymi przetwornikami (byle dopasowanymi impedancyjnie), bowiem po pobudzeniu pojedynczym impulsem przetwornik jako układ rezonansowy „sam wie” na jakiej częstotliwości i jak długo (zależy to od jego dobroci) ma drgać.

Do pobudzania nie można stosować typowego, krótkiego impulsu prostokątnego, bowiem przetwornik jako pobudzenie traktuje zarówno przednie jak tylne zbocze impulsu. Dlatego do pobudzania należy wytwarzać impuls o ostro narastającym zboczu przednim i łagodnie opadającym zboczu tylnym, np. w sposób pokazany w uproszczeniu na rysunku 18.



Rys. 18. Idea pobudzania przetwornika pojedynczym impulsem.

Pojemność C jest ładowana do napięcia zasilania w długim czasie przerwy w nadawaniu. Klucz tranzystorowy po włączeniu na przesadnie długi okres czasu powoduje szybkie pobudzenie przetwornika do którego wpływają ładunki z kondensatora, nie mogące być szybko uzupełniane z zasilacza ze względu na znaczną wartość opornika R.

Ten rodzaj pobudzania jest ryzykowny w przypadkach, gdy głowica jest wieloelementowa i istotne znaczenie mają relacje fazowe między sygnałami wytwarzanymi przez jej poszczególne kształtki. Bezpieczniejsze są w takich sytuacjach pobudzenia impulsami typu „ping”, gdzie istnieją realne możliwości elektryczne wpływania na relacje fazowe między sygnałami i ewentualne korekty tych relacji.

Na zakończenie dyskusji o wytwarzaniu impulsów akustycznych warto też zwrócić uwagę na istotny ich parametr, jakim jest czas trwania impulsu, który przekłada się w oczywisty sposób na jego przestrzenną długość w ośrodku a ta z kolei na rozdzielczość wgłębną urządzenia (równą połowie długości przestrzennej impulsu) oraz na rozmiar tzw. strefy martwej urządzenia.

Strefa martwa to ten obszar ośrodka bezpośrednio przy powierzchni głowicy, który nie może być zobrazowany, ponieważ ewentualne echa z tego obszaru dochodzą podczas trwania impulsu nadawanego i są przez ten impuls skutecznie maskowane. Teoretycznie wymiar strefy martwej jest również równy połowie czasu trwania impulsu nadawanego. W praktyce byłoby tak samo, gdyby czas trwania nie był definiowany z punktu widzenia nadajnika, tzn. jako liczony od początku impulsu do momentu, gdy jeden z charakteryzujących parametrów (moc, napięcie) nie spadnie do poziomu małego z punktu widzenia nadajnika, np. o 3dB czy do 10%. Z punktu widzenia odbiornika czas ten jest o wiele dłuższy, bowiem musi być liczony do momentu, aż parametr ten spadnie do poziomu powracających sygnałów echa, czyli np. aż napięcie na przetworniku z kilkudziesięciu woltów w momencie nadawania „wydzwoni się” do poziomu np. kilkudziesięciu mikrowoltów, co oznacza znaczne wydłużenie strefy martwej (zwłaszcza dla słabych celów) w stosunku do spodziewanej według typowej definicji czasu trwania a więc i długości przestrzennej impulsu. Poza strefą martwą różnice definicyjne mają mniejsze znaczenie, gdyż dotyczą w zasadzie tych samych parametrów impulsów po stronie nadawczej i odbiorczej.

Ponieważ rozdzielczość wgłębną urządzenia równa jest połowie długości przestrzennej impulsu można mieć chęć nadmiernie skracać ten parametr. Należy postępować z tym ostrożnie , bowiem można doprowadzić do tego, że zbyt krótkie impulsy będą „mijać się” w przestrzeni bez

możliwości interferencji czyli ogniskowania, tworzenia spodziewanych charakterystyk kierunkowych itp.

5.3 Dynamika odbieranych sygnałów echa i metody jej kompresji – automatyczna i zasięgowa regulacja wzmocnienia odbiornika, logarytmiczne charakterystyki wzmocnienia

Charakterystyczną cechą urządzeń echolokacyjnych i chyba najtrudniejszym problemem przy konstrukcji odbiorników tych urządzeń jest często niesłyszana dynamika sygnałów echa docierających do przetwornika odbiorczego. W ultrasonografii dynamika odbieranych ech może sięgać 140dB (10 milionów razy czyli np. od $1\mu\text{V}$ do 10V) [42]. Same przetworniki z taką dynamiką sygnałów radzą sobie, jednakże najprostsze operacje elektroniczne typu detekcja, mieszanie sygnałów są z tą dynamiką niemożliwe do przeprowadzenia. Również natychmiastowe przekształcenie sygnałów na postać cyfrową, które niektórzy entuzjaści technik komputerowych traktują jako panaceum na wszystkie kłopoty z obróbką sygnałów, jest w obecnej technologii niemożliwe zwłaszcza w połączeniu z koniecznością próbkowania sygnałów z częstotliwością kilku czy nawet kilkudziesięciu megaherców. Zresztą sygnałów o takiej dynamice nie ma jak zobrazować, bowiem dynamika luminancji (jaskrawości) ekranów jest rzędu 40dB, zaś przy zobrazowaniu barwnym, mimo oferowanych przez producentów kart graficznych 256 milionów barw na monitorze, przeciętny człowiek potrafi rozróżnić barw kilkanaście.

Tak wielka dynamika ech ma dwa źródła. Pierwsze to różnice „sił celu” tkanek wytwarzających echa związane z występującymi różnicami w wymiarach, w wartościach impedancji akustycznej, kątów padania fali itp. i sięgające 50dB. Pozostałe 90dB dynamiki wynika głównie z tłumienia absorpcyjnego propagowanej w polu bliskim (model propagacji w cylindrze opartym na aperturze przetwornika – patrz rys. 2.b) „tam i z powrotem” fal docierających i odbitych od celów. W dużej odległości od głowicy, gdy odpowiedni jest sferyczny model propagacji fali akustycznej, dochodzi dodatkowy czynnik – straty na rozprzestrzenianie tak jak to opisano wcześniej, przy dyskusji fenomenologii strat transmisyjnych w ośrodku.

Informację o siłach celów jako użyteczną należy chronić przed zniekształceniami, zaś straty sygnałów na tłumienie należy kompensować i to, w miarę możliwości, jak najpełniej i jak

najwcześniej – najbliższej wejścia odbiornika.

Są trzy sposoby kompensacji dynamiki sygnałów.

Zastosowanie tzw. **zasięgowej regulacji wzmocnienia odbiornika** (ZRW, ang. TVG – Time Variable Gain lub TGC – Time Gain Control) to pierwszy sposób. Polega ona na płynnym podwyższaniu wzmocnienia toru odbiorczego w miarę upływu czasu po nadaniu impulsu sondującego czyli w miarę wzrostu zasięgu, z którego powracają echa. Kształt regulacji powinien oczywiście zależeć od częstotliwości używanego sygnału sondującego (jak pokazano wcześniej wielkość strat na tłumienie rośnie z częstotliwością) i jest na ogół określany przy założeniu, że tłumienie w ośrodku jest jednorodne. Założenie to w rzeczywistości nie jest oczywiście prawdziwe, bowiem tłumienie w różnych tkankach może różnić się kilkunastokrotnie [24], w związku z czym obrazy z głębi organizmu mogą być nadmiernie wyraziste (regulacja za silna wobec rzeczywistego, mizernego tłumienia fali np. w pełnym pęcherzu moczowym) lub nadmiernie przytłumione, jeśli echa wracają zza tkanek nadmiernie tłumiących. Nietypowej pacjenci – np. nadmiernie otyłszczeni (tłuszcz tłumí słabo) lub umięśnieni (mięśnie tłumią silnie) są dlatego zwani „trudnymi pacjentami”. Niekiedy, zwłaszcza w ultrasonografii, zamiast zasięgowej stosuje się tzw. **strefową regulację wzmocnienia (SRW)**, gdzie zmiany wzmocnienia następują skokowo. Jej „ręczną” odmianą jest układ podobny z wyglądu do equalizera ze wzmacniaczy akustycznych, tyle że zamiast wzmocnienia w poszczególnych fragmentach pasma sygnału poziomem ustawienia wielu suwaków reguluje się poziom wzmocnienia sygnałów z poszczególnych fragmentów zasięgu ultrasonografu.

Drugi sposób kompensacji strat na tłumienie to **klasyczna automatyczna regulacja wzmocnienia odbiornika** (ARW). Wymyślona dla usuwania efektu zmian poziomu sygnału w odbiornikach radiowych jest skuteczna w przypadku detekcji krótkich ech (od skupionych obiektów) występujących na tle innych, przynajmniej quasistacjonarnych sygnałów (np. tzw. rewerberacyjnych ech pochodzących od rozległych struktur narządów), których poziom, po silnym uśrednieniu, może stanowić informację dla układu decydującego o chwilowej wartości wzmocnienia odbiornika. Regulacja ta nie może mieć oczywiście zastosowania w przypadku obserwacji rozległych narządów, bowiem w takim przypadku użyteczne echa powodowałyby tłumienie wzmocnienia, poza tym jest obciążona wadami układów automatycznych - ograniczoną dynamiką czy niewłaściwymi reakcjami w nietypowych z punktu widzenia jej algorytmu sytuacjach.

Trzeci sposób to wtrącenie w tor odbiorczy członu o logarytmicznej charakterystyce

wzmocnienia (**wzmacniacza logarytmicznego**). W ten sposób działają organy wzroku i słuchu (a pewnie i pozostałe zmysły) reagujące na bodźce o ogromnej dynamice. Układ taki wzmacnia silniej mizerne sygnały niż sygnały większe, wobec czego zmniejsza dynamikę sygnałów wyjściowych w stosunku do istniejącej na jego wejściu. Wadą takiego rozwiązania jest jednak zmniejszanie kontrastu zobrazowania – przyzwoite, użyteczne sygnały echa mogą „tonąć” we wcześniej słabszych sygnałach zakłócających.

Układy ZRW, SRW, RRW, ARW i wzmacniacze logarytmicznych noszą wspólną nazwę i skrót: układy normalizacji i kompresji dynamiki sygnałów NKD.

Jak widać z powyższego przeglądu, układ zasięgowej lub strefowej regulacji wzmocnienia mimo wskazanych wad w zastosowaniach ultrasonograficznych najlepiej nadaje się do kompresji dynamiki odbieranych sygnałów. Do jego realizacji używa się układów mnożących sygnał echa z przebiegiem regulującym. Najprostszym modelem takiego układu jest tranzystorowa para różnicowa ze sterowanym źródłem prądowym w swych połączonych emiterach. Ponieważ wzmocnienie pary zależy od wartości prądów płynących przez tranzystory regulacja prądu źródła oznacza mnożenie sygnału regulującego ze wzmacnianym w parze różnicowej przebiegiem. Przy zastosowaniu wyselekcjonowanych pod względem maksymalizacji współczynnika wzmocnienia tranzystorów daje się w takim układzie uzyskać dynamikę regulacji sięgającą 40dB. Aby uzyskać większą należy łączyć układy w kaskodę pamiętając, że w tej sytuacji uzyskuje się efekt podwójnego mnożenia (z kwadratem przebiegu regulującego), co należy uwzględnić generując odpowiedni (spierwiastkowany) kształt przebiegu regulującego.

Istnieją gotowe, scalone układy mnożące zbudowane na podobnej do wyżej przedstawionej zasadzie ze wzmacniaczami operacyjnymi lub na zasadzie zawiłej sieci dzielników napięć przełączanej sygnałem regulującym. Na potrzeby aparatury akustycznej, radzącej sobie obecnie z 16 bitową dynamiką sygnałów ze standardu CD tzn. 96dB, istnieją układy mnożące wykorzystywane do regulacji wzmocnienia, balansu itp. Dla częstotliwości poniżej 1MHz można zastosować gotowe układy scalone o dynamice rzędu 40dB. Powyżej pozostają układy prostsze – z elementami dyskretnymi lub scalone ale o strukturze takiej jak przy elementach dyskretnych. Wynik mnożenia bywa (podobnie jak w parze różnicowej) logarytmem iloczynu (w slangu konstruktorów „mnożenie liniowe w decybelach”).

5.4 Filtracja sygnałów

Zgodnie z zasadami teorii odbioru sygnałów konstruktorzy urządzeń powinni dbać o to, by odbiorniki były jak najbardziej zbliżone do tzw. optymalnych. Optymalność ta bywa różna, ze względu na rozmaite kryteria wynikające z zadań stawianych urządzeniu i stosowanej klasy sygnałów. „Proste”, wąskopasmowe sygnały nie dają zbyt wielu możliwości optymalizacji odbioru, zaś sygnały o bardziej złożonym widmie umożliwiają przy pewnych zabiegach po stronie odbiorczej uzyskać tzw. zysk filtracji, tzn. poprawę stosunku sygnału do zakłóceń na wyjściu odbiornika w porównaniu do tegoż stosunku na wejściu.

W definicji zysku filtracji mówi się też, że stosunek sygnału do zakłóceń powinien być mierzony za każdym razem tylko w paśmie odbiornika. Gdyby nie było tego warunku, stosunek sygnału do zakłóceń na wejściu byłby na ogół równy zero, chociażby z powodu zwykłych szerokopasmowych szumów (z kanału lub elektrycznych), których moc bez ograniczenia pasma może być teoretycznie nieskończona.

Pierwszym warunkiem przy projektowaniu odbiornika jest zatem zawsze ograniczenie jego pasma (zastosowanie filtrów pasmowych) do szerokości wynikającej w rozsądny sposób z pasma zajmowanego przez sygnał nadawany. Rozsądek polega tu na wybraniu znaczącego fragmentu widma, bowiem często sygnały nadawane mają teoretycznie nieskończone szerokie widmo. Przykładem może tu być prosty sygnał impulsowy np. typu „ping”, posiadający widmo typu $(\sin x) / x$, a więc nieskończone, jednak zawierające ok. 80% mocy w „listku głównym” o szerokości równej odwrotności czasu trwania. Filtr o takim paśmie zwany jest delikatnie suboptymalnym i teoretyczny zysk filtracji w takim prostym przypadku detekcji „pinga” na tle białego szumu wynosi np. 0,9 co w zasadzie oznacza stratę filtracji. Strata ta może się jeszcze powiększyć, gdy pasmo trzeba powiększyć np. ze względu na efekt Dopplera.

Filtry ograniczające pasmo nie mogą mieć dowolnej struktury, a więc i kształtu swej charakterystyki częstotliwościowej. Np. filtry dla zwykłych sygnałów radiowych, quasiciełych powinny mieć ostre zbocza, by zapewniać odpowiednią selektywność stacji i możliwie płaską charakterystykę w paśmie przenoszenia. W odbiornikach telewizji analogowej, gdzie sygnał zawiera impulsy synchronizacji, filtry muszą być inne, bowiem filtry „radiowe” po przepuszczeniu impulsu „dzwonią”. Aby impulsy po przejściu przez filtr zachowywały swój złożony, z punktu widzenia widma, kształt muszą zostać możliwie nieznieskształcone relacje fazowe między prążkami widma.

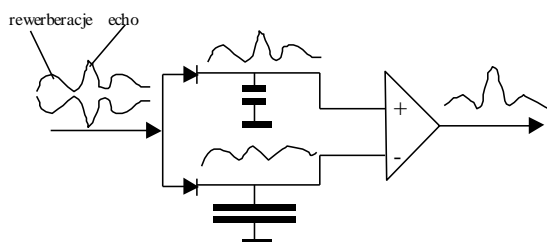
Jest to możliwe w tzw. filtrach z maksymalnie liniową fazą (Thomsona, Bessela), których częstotliwości rezonansowe poszczególnych ogniw i wymagane dobroci projektuje się w sposób podany poniżej w tabeli.

Tab. 5. Przykład projektowania filtrów w odbiorniku - filtry z maksymalnie liniową fazą (f_0 – częstotliwość środkowa, Δf – pasmo sygnału).

Liczba obwodów n	Częstotliwości rezonansowe obwodów f_n	Wartości dobroci obwodów Q_n
2	$f_{1,2} = f_0 \pm 0.32(2\Delta f)$	$Q_1 = Q_2 = 0,91f_0 / 2\Delta f$
3	$f_{1,3} = f_0 \pm 0.5(2\Delta f)$ $f_2 = f_0$	$Q_1 = Q_3 = 0,95f_0 / 2\Delta f$ $Q_2 = 0,75f_0 / 2\Delta f$
4	$f_{1,4} = f_0 \pm 0.63(2\Delta f)$ $f_{2,3} = f_0 \pm 0.21(2\Delta f)$	$Q_1 = Q_4 = f_0 / 2\Delta f$ $Q_2 = Q_3 = 0,73f_0 / 2\Delta f$

Powyższe sposoby filtracji stosuje się, jak wspomniano, do ograniczenia pasma szumów, których źródłem są obwody wejściowe odbiornika, kanał transmisyjny (np. szumy termiczne i inne związane z ruchem cząstek medium, w którym następuje propagacja sygnałów) oraz, ewentualnie, indukowane z innych urządzeń. Można jednak starać się uzyskać zysk filtracji także względem innych niż szumowy rodzajów zakłóceń, np. rewerberacyjnych. Rewerberacje, a więc echa pochodzące od innych niż pożądanego celów (np. powierzchni granicznych kanału transmisyjnego, wstecznych rozprożeń od drobin ośrodka) przeszkadzają niekiedy w zobrazowaniu np. drobnych kamieni nerkowych lub podobnych celów skupionych. Należy też stale pamiętać, że w wielu przypadkach to właśnie rewerberacje są właściwą informacją. Ich filtracja jest trudniejsza niż szumów, mają bowiem charakter zbliżony do charakteru pożądanego sygnału echa. Jedyną cechą różniącą jest fakt, że rewerberacje jako suma licznych ech są sygnałami poniekąd uśrednionymi (scałkowanymi) a więc ich widmo jest bardziej skoncentrowane w rejonie niższych częstotliwości niż widmo „ostrych” ech od „przyzwoitych” celów skupionych. Poprawę stosunku sygnału do rewerberacji można zatem starać się uzyskać przez odfiltrowanie niskich częstotliwości z widma (zrózniczkowanie sygnałów), co degradowe rewerberacje bardziej niż sygnały właściwe. Ponieważ filtracji takiej nie daje się na ogół przeprowadzić bezpośrednio na sygnale odbieranym, gdyż nie ma możliwości wykonania filtrów o dostatecznej dobroci po stronie wysokiej częstotliwości, realizuje się ją po detekcji sygnałów, na ich obwiedni. Można to robić przy pomocy „zwykłych” filtrów

dolnozaporowych o wybranym nachyleniu zbocza (co daje wpływ na stopień oddziaływania na sygnały) lub np. w układzie:



Rys.19. Przykład idei układu tłumienia ech rewerberacyjnych

Ogólnie operacja różniczkowania obwiedni sygnału, choć kiepska z punktu widzenia klasycznych warunków detekcji na tle szumu, jest stosowana dla uzyskania wyraźniejszych obrysów rozmytych z natury ech.

Istotny zysk filtracji można uzyskać stosując do sondażu bardziej złożone sygnały, o dużym iloczynie czasu trwania i pasma ($B \cdot T$), np. impulsy ze zmienną częstotliwością wypełnienia („świergotowe”, ang. „chirp”). Jeśli można zrealizować technicznie (np. jako cyfrowy) tzw. filtr dopasowany (o charakterystyce widmowej sprzężonej z widmem sygnału), to na jego wyjściu uzyskuje się nie tylko poprawę stosunku sygnału do szumu (ok. \sqrt{BT}), ale też w tym samym stopniu skrócenie czasu trwania obwiedni impulsu, co znakomicie może poprawiać rozdzielczość wgłębną urządzenia.

W ultrasonografii, gdzie w zasadzie nie występują w zasadzie krytyczne warunki detekcji, trudno stosować sygnały tej klasy, choćby ze względu na gorsze warunki ich wzajemnych interferencji po przesunięciach czasowo-przestrzennych, a więc np. gorszych warunkach ogniskowania niż przy „pingach”) a zwłaszcza realizować filtrację dopasowaną na wysokich częstotliwościach ultrasonografów, więc ta metoda obróbki sygnałów nie jest na razie stosowana, natomiast np. w niskoczęstotliwościowej, dalekosiężnej hydroakustyce jest powszechna w nowocześniejszych sonarach.

Nie bez znaczenia jest umiejscowienie filtrów w strukturze odbiornika. Najchętniej filtry

chciałoby się umieszczać tuż przy wejściu (wejściach) toru (torów) odbiorczych, gdzie odfiltrowane zostałyby zakłócenia spoza użytecznego pasma sygnałów echa i do dalszej obróbki pozostałyby sygnały w możliwie najczystszej formie. Na ogół nie stosuje się takiego atrakcyjnego rozwiązania a to z tego powodu, że zwykle do wejścia odbiornika mogą być dołączane głowice o różnych częstotliwościach pracy, w związku z czym pasmo układów wejściowych odbiornika musi obejmować pasma wszystkich przewidywanych do współpracy głowic. Należy natomiast możliwie wcześniej ograniczyć pasmo poniżej najniższej pracującej głowicy, by jak najszybciej wyeliminować zakłócenia przemysłowe szczególnie wysokie w tym zakresie widma sygnałów i grożące niezamierzonym wpędzeniem w nieliniowe warunki przetwarzania w następnych stopniach. Inna sprawa to problemy realizacji i strojenia filtrów o koniecznej niekiedy dobroci, ich współbieżność w odbiornikach wielotorowych, zajmowana objętość i waga, jeśli miałyby się znaleźć w głowicy itp.

Problemy te najprościej rozwiązuje stosowane od lat w odbiornikach radiowych przeniesienie właściwej filtracji na stałą, pośrednią częstotliwość (pcz) lub na układy podetekcyjne - małej częstotliwości (mcz), które mogą być zresztą traktowane jako szczególna forma układów częstotliwości pośredniej (z zerową pośrednią częstotliwością). Takie rozwiązanie daje odbiornikowi uniwersalność co do częstotliwości nośnej filtrowanych sygnałów (po odpowiednim zmieszaniu z właściwą częstotliwością oscylatora lokalnego zawsze daje się uzyskać stałą wartość częstotliwości pośredniej), filtry mogą mieć stałą strukturę (lub różnić się niewiele), można też stosować łatwiejsze technologie samych filtrów, w tym łatwiejszą filtrację cyfrową.

5.5 Przemiana częstotliwości w odbiornikach

Idea przemiany częstotliwości polega, jak wiadomo, na zmieszaniu (najprościej na nieliniowym elemencie, np. diodzie lub „przytkanym” tranzystorze) dwóch sygnałów o różnych częstotliwościach i wyfiltrowaniu z efektów mieszania sygnału o częstotliwości pośredniej – będącej różnicą lub sumą częstotliwości mieszanych sygnałów. Jednym z sygnałów może być sygnał z lokalnego generatora (heterodyny). Współbieżne przestrajanie obwodów wejściowych i heterodyny umożliwia uzyskanie stałej częstotliwości pośredniej, będącej sumą lub różnicą częstotliwości sygnału z anteny i oscylatora lokalnego.

Taka przemiana została dawno wymyślona do udoskonalenia odbiorników radiowych

(powstały tzw. superheterodyny), umożliwiła bowiem przerzucenie odpowiedzialności za porządną filtrację odbieranych sygnałów z przestrajanych obwodów wysokiej częstotliwości, selekcjonujących stację np. przez zmianę pojemności obwodów rezonansowych, na nieprzestrajany, pracujący na stałej częstotliwości, pasmowy wzmacniacz pośredniej częstotliwości. Przestrajanie uniemożliwiało bowiem zachowanie stałej dobroci obwodów rezonansowych, odpowiedzialnych za selekcję odbieranych stacji, w całym przeszukiwanym podzakresie odbiornika.

Drugi powód stosowania przemiany to możliwość uzyskiwania wielkich wzmocnień sygnałów bez obawy wzbudzeń odbiornika. Praktyka wskazuje, że niebezpiecznie jest wmacniać sygnały więcej niż 80dB, bowiem jednodziesięciotysięczna sygnału z wyjścia zawsze może trafić do wyjścia i to, złośliwie, z taką fazą by spełnić warunek Nyquista na wzbudzenie układu. Gdy sygnały mają różne częstotliwości niebezpieczeństwo to nie istnieje. Profesjonalne odbiorniki radiokomunikacyjne mają nawet podwójną przemianę częstotliwości, a nawet potrójną, bowiem detekcję obwiedni można traktować także jako przemianę częstotliwości z zerową częstotliwością pośrednią.

W ultrasonografii wystarczałaby na ogół sama detekcja jako forma przemiany częstotliwości, gdyby nie trzecia właściwość przemiany, mianowicie możliwość budowy uniwersalnego odbiornika dla głowic o różnych częstotliwościach. Stosowanie odbiorników bardzo szerokopasmowych jest niekorzystne ze względu na niepotrzebnie odbierane szumy spoza pasma aktualnie stosowanej głowicy. Lepiej, jak w odbiornikach radiowych, zastosować wzmacniacz pośredniej częstotliwości z pasmem jak dla pojedynczej głowicy i ewentualnymi innymi formami obróbki sygnałów echa, a poprzedzić go heterodynami i mieszaczem sprowadzającymi sygnał ze stosowanej akurat głowicy do częstotliwości pośredniej. Kłopotem jest tu jednak ograniczona dynamika układów mieszaczy, nawet bardziej złożonych niż wspomniana dioda czy przytkany tranzystor, wymagająca na ogół wcześniejszych zabiegów kompresji, co powoduje konieczność rozbudowy układów poprzedzających operację mieszania sygnałów, np. o układ ZRW w każdym kanale odbiorczym.

5.6 Detekcja i demodulacja sygnałów

Nazwa „detekcja” sygnału popularnie kojarzy się z najprostszą formą demodulacji sygnału z częstotliwością nośną zmodulowaną amplitudowo, przepuszczonego przez diodę i pojemność odfiltrującą sygnały wysokiej częstotliwości. Bardziej złożone układy wydobywania właściwej informacji z sygnałów o bardziej zawiłych niż amplitudowa formach modulacji nazywa się zwykle demodulatorami, choć niekiedy – mówi się np. o detektorze stosunkowym jako jednym z demodulatorów sygnałów zmodulowanych częstotliwościowo.

„Detekcja” powinna być jednak traktowana w sposób ogólniejszy niż to wynika ze wspomnianych prostych skojarzeń, oznacza bowiem wszelkie sposoby wydobywania informacji z odebranych sygnałów (estymacji cech dystynktywnych sygnałów), a demodulacja oznacza techniczny sposób realizacji detekcji.

„Warunki detekcji” (a nie demodulacji) to podstawowy problem teorii odbioru sygnałów, wskazującej np. że są one najlepsze wówczas, gdy decyzję o detekcji w obecności zakłóceń podejmuje się wykorzystując całą energię odebranego sygnału. W związku z tym skandaliczną z tego punktu widzenia jest np. detekcja „prześć przez zero” sygnału czy detekcja amplitudy na przednim zboczu obwiedni sygnału czy inne pomysły wykorzystania bieżących parametrów sygnałów.

Demodulacja obwiedni sygnału zmodulowanego amplitudowo może następować w prostym demodulatorze diodowym, ale też w układzie mieszacza z heterodyną generującą sygnał o częstotliwości równej częstotliwości sygnału nośnego i wówczas bardziej oczywiste jest wspomniane wyżej traktowanie procesu detekcji jako formy przemiany częstotliwości.

Prosty detektor diodowy nie wystarcza np. wtedy, gdy istnieje konieczność zachowania informacji o relacjach fazowych odbieranych sygnałów. W takich przypadkach wykonuje się tzw. demodulację (detekcję) kwadraturową. Polega ona na przemnożeniu odbieranego sygnału wysokiej częstotliwości z dwoma sygnałami referencyjnymi o częstotliwości nadawanej fali ale różniącymi się o 90° , a więc „będącymi w kwadraturze” (tak jak sinus i cosinus) oraz odfiltrowaniu niepożądanych produktów mnożenia. Dysponując dwiema składowymi (sinusoidalną i cosinusoidalną) sygnału posiada się o nim pełną informację, łącznie z fazą, pamiętać bowiem należy o równoważności pełnego zapisu sygnału harmonicznego w postaci liczby zespolonej jako modułu i fazy w wykładniku eksponenty lub, w postaci trygonometrycznej, modułu pomnożonego przez

składową cosinusoidalną i urojoną sinusoidalną.

Przykładem konieczności zachowania relacji fazowych w odbieranych sygnałach jest chęć określania nie tylko prędkości ale i kierunku przepływu krwi w miernikach dopplerowskich. Przykład ten pozornie nie dotyczy demodulacji amplitudy a częstotliwości, jednakże należy zwrócić uwagę, że analogowe demodulatory sygnałów zmodulowanych częstotliwościowo (np. stosunkowy) najpierw przetwarzają sygnał na zmodulowany amplitudowo (na zboczach charakterystyk odpowiednio rozstrojonych filtrów) po to, by następnie wykonać demodulację obwiedni.

Demodulatory, podobnie jak mieszacze (często są to zresztą, jak wspomniano, takie same układy), mają ograniczoną dynamikę. Przykładowo – demodulator diodowy AM (modulacji amplitudy), gdy wziąć pod uwagę charakterystykę diody germanowej od zatkania do nasycenia (lepszą w tym wypadku niż krzemowej), nie może radzić sobie z dynamiką większą niż dwadzieścia parę decybeli i dla radiofonii AM, dla której został wymyślony, to wystarcza. Dynamika sygnałów radiofonicznych FM (z modulacją częstotliwości) wynosi pięćdziesiąt parę decybeli i radzi z nią sobie demodulator stosunkowy pracujący w zasadzie jako połączone przeciwsośnie dwa demodulatory AM. Generalnie - nawet we współczesnej technologii trudno jest wykonać demodulatory o dynamice przekraczającej 60dB.

5.7 Obróbka sygnałów dopplerowskich – metody fali ciągłej i impulsowej

Przy omawianiu powyżej fenomenologii efektu Dopplera zasygnalizowane zostały przyczyny fizyczne kłopotów pomiarowych, jakich należy się spodziewać przy konstruowaniu aparatury dopplerowskiej. Bardzo obszernie problemy związane z hemodynamiką i aparaturą dopplerowską oraz rozwój badań przepływów krwi są opisane w książkach prof. Nowickiego [42], [55].

Aparaturę dopplerowską w ogólności można podzielić na dwa rodzaje : fali ciągłej FC (ang. C.W. – continuous wave Doppler) i impulsową FI (P.W. – pulse wave Doppler).

W metodzie fali ciągłej głowica musi zawierać oddzielne przetworniki – nadawczy i odbiorczy. Często są to dwie odizolowane elektrycznie i akustycznie połówki kształtki okrągłej. Przetwornik nadawczy jest pobudzany bez przerwy falą sinusoidalną (zwykle o częstotliwości z przedziału od 2MHz dla badań głębokich do 8MHz dla badania naczyń pod powierzchnią skóry) i bez przerwy do

odbiornika dociera sygnał przesłuchu sygnału nadawanego i sygnał pochodzący ze wstecznych rozprożeń na krwinkach, zawierający odchyłkę dopplerowską. Należy pamiętać, że aby powstała odchyłka dopplerowska badane naczynie należy obserwować pod pewnym kątem i, by usiłować zmierzyć odchyłkę, na dodatek kątem znanym. Sygnał dopplerowski jest bardzo mały – jego amplituda bywa nawet 120dB mniejsza od amplitudy sygnału nadawanego – przed demodulacją trzeba go zatem odpowiednio wzmocnić, nie bacząc na nasycenia stopni wzmacniających o wiele większymi sygnałami przesłuchu i ech stałych.

W tzw. detektorach przepływu po wzmocnieniu następuje proste zmieszanie odbieranych sygnałów z sygnałem nadawanym i odfiltrowanie niepożądanych produktów przemiany w filtrze górnozaporowym o dość wysokiej częstotliwości odcięcia. Prócz tego sygnał przesłuchu i echa od celów stałych muszą być wytłumione w filtrze górnoprzepustowym, którego niska częstotliwość odcięcia jest kompromisem między czułością detekcji powolnych przepływów i tłumieniem ech stałych. Do tłumienia ech stałych są zresztą stosowane bardziej złożone metody – istnieje cała klasa filtrów TES, analogowych i cyfrowych [55]. Po filtracji dysponujemy niskoczęstotliwościowym sygnałem dopplerowskim, niestety, z wcześniej wymienionych przyczyn, o charakterze pasmowym. Najlepiej poddać go analizie w doskonałym przyrządzie, jakim jest ludzki organ słuchu. Doświadczony lekarz potrafi z odtworzonego przez głośnik lub słuchawki sygnału wysnuć wiele istotnych wniosków co do stanu naczyń krwionośnych (przepływ prawie laminarny jak u noworodka czy turbulentny jak u starca ze złożami wapnia). Gorzej natomiast z elektronicznym pomiarem częstotliwości, bowiem ze względu na zmienny kształt widma (a nie pojedynczego prążka) trudno o jednoznaczny, powtarzalny pomiar, np. częstotliwości maksymalnej, dominującej w widmie, średniej czy tp. Pewnym wyjściem, umożliwiającym pomiar zawsze tej samej wartości, może być tu pomiar częstotliwości „przejść przez zero” sygnału, też jednak obarczony błędami w przypadku zaszumienia mierzonego przebiegu. Prócz tego można stosować inne sposoby pomiarowe, np. metodę pierwszego momentu widma, estymacji korelacyjnej (najczęściej stosowaną w nienajprostych urządzeniach) [55].

Przy chęci pomiaru „częstotliwości maksymalnej w widmie” można stosować jedną z metod: pomiaru interwałów czasowych, percentyli, d'Alesio, hybrydową, geometryczną. Wszystkie te metody opisane są dokładnie w książce prof. Nowickiego [55], jednak prawdę mówiąc przyzwoicie, dokładny elektroniczny pomiar prędkości przepływu jest tu możliwy nie dla naczyń krwionośnych

lecz dla rurek o znanej średnicy, i to pod warunkiem kalibracji wskazań innymi metodami, np. dla oceny wydolności sztucznego serca wprowadzającego krew do organizmu w czasie operacji. Ocenę jakości przepływu w naczyniach krwionośnych należy raczej pozostawiać odsłuchowi wspierając go ewentualnie wyświetleniem kształtu widma po szybkiej transformacie Fouriera sygnału.

Nazwa miernik przepływu krwi bywa rezerwowana dla urządzeń różniących się od detektora przepływu o układ tzw. demodulatora kwadraturowego, umożliwiającego określenie chwilowego kierunku przepływu. Problemy pomiaru częstotliwości pozostają jednak te same co w detektorach przepływu. Widma odpowiadające różnym kierunkom przepływu są wyświetlane oddzielnie [24].

W metodzie fali ciągłej dodatkowym, dotąd nie wspomnianym czynnikiem, każącym podejrzliwie traktować wyniki elektronicznych pomiarów, jest brak pewności, czy w zasięgu miernika czy detektora jest tylko jedno naczynie krwionośne, a zwykle nie ma możliwości wyeliminowania konieczności obserwacji wielu naczyń. Nie ma też możliwości przestrzennego obrazowania przepływu (np. profili prędkości przepływu w naczyniach), choć przy sprzężonym ze zobrazowaniem przesuwaniu głowicy można pokazywać np. zmiany prędkości przepływu wzdłuż naczynia (angiografia dopplerowska stosowana w arterioskopach) [55].

Aby stało się możliwe obrazowanie profili prędkości przepływu w naczyniach, należy stosować impulsową metodę pomiaru, ze wspólną, często wieloelementową, nadawczo – odbiorczą głowicą i sygnałami sondującymi typu „ping”. W tej metodzie „wycina się” bramką w odbiorniku sygnały echa z odpowiedniej głębokości, na której znajduje się interesujące naczynie.

Należy zdawać sobie sprawę, że kłopoty pomiarowe pokazane przy omawianiu metody fali ciągłej potęgują się niesłychanie w metodzie impulsowej, bowiem odchyłkę dopplerowską można mierzyć tylko w czasie krótkiego impulsu (jednej – kilku mikrosekund), wyłącznie metodami cyfrowymi. W czasie trwania tak krótkiej bramki zmienia się, a i to niewiele, jedynie faza sygnału echa względem sygnału odniesienia, jakim jest częstotliwość sygnału wypełniającego „ping” (nośna). Mierzalne przy obecnych możliwościach technicznych odchyłki fazy pojawiają się dopiero w kolejnych bramkach echa. Należy więc próbować (przynajmniej z tzw. częstotliwością Nyquista, czyli dwa razy częściej niż częstotliwość nośnej), zapamiętywać i porównywać próbki sygnałów z kolejnych bramek, czyli prowadzić demodulację cyfrową łącznie z jej konsekwencjami – efektem aliasingu czyli niejednoznaczności wyników w związku ze zbyt rzadkim próbkowaniem, które może występować przy pomiarach bardzo szybkich przepływów (np. w sercu na poziomie zwężonych lub

niedomykanych zastawek). Efekt ten daje się niekiedy zmniejszyć przez stosowanie specjalnych zabiegów [55].

Demodulacja prowadzona jest przez porównywanie z sygnałami nośnej w kwadraturze (przesuniętym w fazie o 90° , by zachować i eksponować informację o kierunku przepływu krwi w naczyniu.

Problem tłumienia ech stałych w metodzie impulsowej rozwiązuje się niejako sam, przez bramkowanie mierzonego wycinka zasięgu pomiarowego. Sygnały spoza bramki nie są jednak na ogół tracone – są wykorzystywane do zobrazowania tkanek wokół naczynia krwionośnego.

Ważność diagnostyczna pomiarów i zobrazowań przepływów krwi spowodowała bardzo znaczne zaawansowanie technologiczne urządzeń, metod obróbki i zobrazowania ultrasonografów dopplerowskich. Raz jeszcze wypada polecić szeroki przegląd tych problemów, łącznie ze stosowanym aparatem matematycznym, schematami blokowymi różnych rodzajów aparatury, zawarty w poświęconych głównie tej tematyce pracach prof. Nowickiego [42][55].

5.8 Tomografia ultradźwiękowa. Diagnostyka piersi.

Wstęp

Główna przewaga każdego rodzaju tomografii (rentgenowskiej, rezonansu magnetycznego MRI, ultradźwiękowej) nad „klasycznymi” metodami „prześwietlania” (RTG) lub rejestracji ech (ultrasonografia) polega na detekcji i lokalizacji miejsc nieciągłości nie pojedynczego parametru charakteryzującego tkankę (tłumienie fali w RTG, zmiany impedancji akustycznej generujące echa w ultrasonografii) lecz kilku parametrów sygnałów transmitowanych do tkanek. W ultradźwiękowych tomografach są to trójwymiarowe zobrazowania (złożone z przekrojów) „zwykłych” ech od nieciągłości w tkankach ale także zobrazowania nieciągłości tłumienia fal akustycznych oraz prędkości propagacji fal w tkankach. Można rzec, że potraja się w ten sposób materiał analityczny do diagnostyki badanych tkanek.

Dodatkową podkreślaną przewagą diagnostyki a w szczególności tomografii ultradźwiękowej jest brak konieczności aplikowania pacjentom niezdrowych substancji podwyższających kontrastowość zobrazowań rezonansu magnetycznego i RTG.

Stosowanie ultrasonografii, w tym tomografii ultradźwiękowej, jest jednak, jak wiadomo, poważnie ograniczone. Ograniczeniem jest fakt istnienia wewnątrz organizmu pacjenta wielu

narządów wykluczających w praktyce transmisję fali ultradźwiękowej. Są to kości, płuca, jelita czy pusty pęcherz.

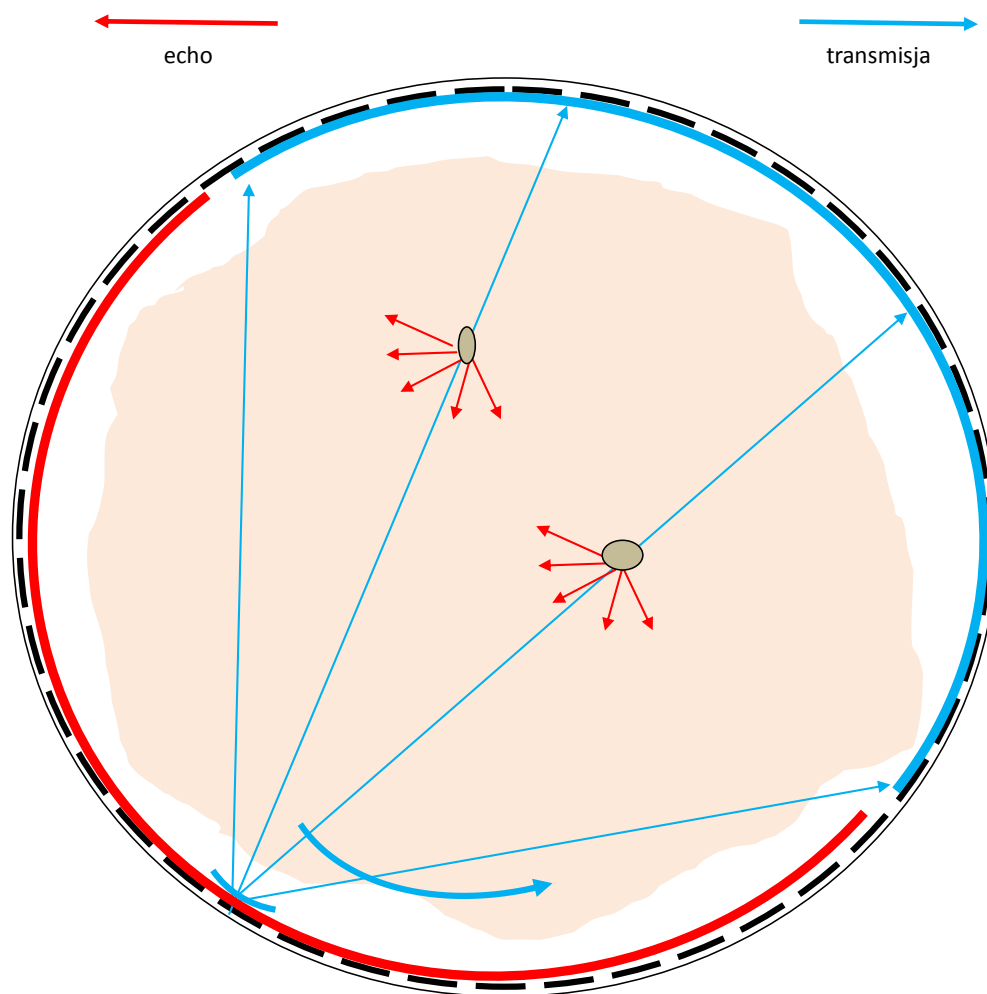
Istnieją jednakże organy ludzkie – piersi kobiece - poddające się doskonale tomografii ultradźwiękowej, ze względu na swój kształt i strukturę tkanek. Są one mocno zagrożone chorobą nowotworową, a więc istnieje konieczność jak najdoskonalszej i najwcześniejszej diagnostyki. Tomografy ultradźwiękowe są zatem urządzeniami do takiej diagnostyki raka piersi i tak są konstruowane, by zabieg był możliwie komfortowy, np. bez konieczności mechanicznego ściskania piersi jak to bywa w mammografii, ale też bardziej efektywny od „zwykłej” ultrasonografii.

Zasada tomografii

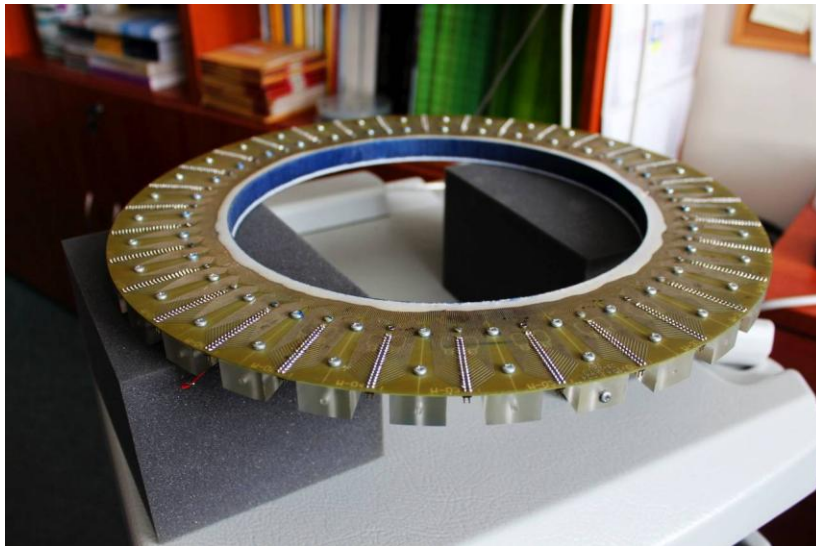
Na poniższym rysunku pokazano fenomenologię pozyskiwania sygnałów z analizowanego tomograficznie obiektu umieszczonego wewnątrz wieloelementowego (zawierającego np. 1024 segmenty) pierścienia. W pojedynczej transmisji używanego sygnału jest on emitowany z pojedynczego segmentu a odbierany przez wszystkie segmenty z półkola naprzeciw nadajnika. Jednocześnie segmenty z półkola przy nadajniku odbierają sygnały ech z wnętrza obiektu. W kolejnej transmisji nadawanie impulsu jest przesuwane do sąsiedniego segmentu. Podobnie o jeden element przesuwane są zestawy elementów odbierających sygnały transmitowane i sygnały echa. W tomografii ultrasonograficznej sygnałem sondującym jest impuls fali akustycznej o wypełnieniu ok. 2MHz, zapewniającym potencjalną rozdzielczość wgłębną badania rzędu ułamka milimetra.

Po „okrążeniu” całego pierścienia zgromadzona zostaje wielka liczba informacji o parametrach sygnałów transmitowanych i odbieranych w różnych aspektach z pojedynczego przekroju badanego obiektu w płaszczyźnie pierścienia. Poprzez mechaniczne przesunięcie pierścienia w pionie przygotowuje się możliwość uzyskania kolejnego przekroju.

Wielka liczba koniecznych do zapamiętania i przetworzenia informacji, według nieprostych algorytmów, spowodowała rozwój metod tomograficznych dopiero niedawno, po dostatecznym rozwoju technologii komputerowych i opanowaniu specyficznych metod przetwarzania sygnałów.



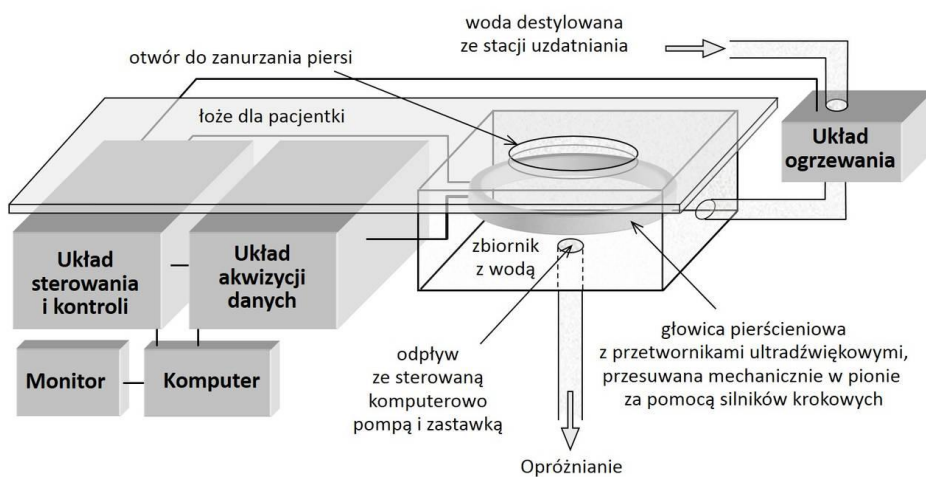
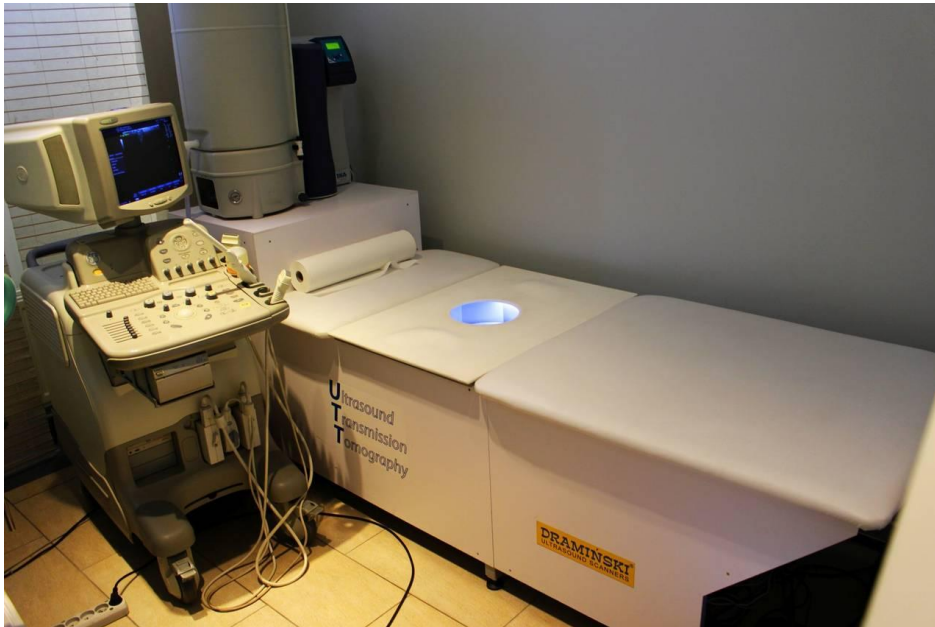
Zasada tomografii ultradźwiękowej



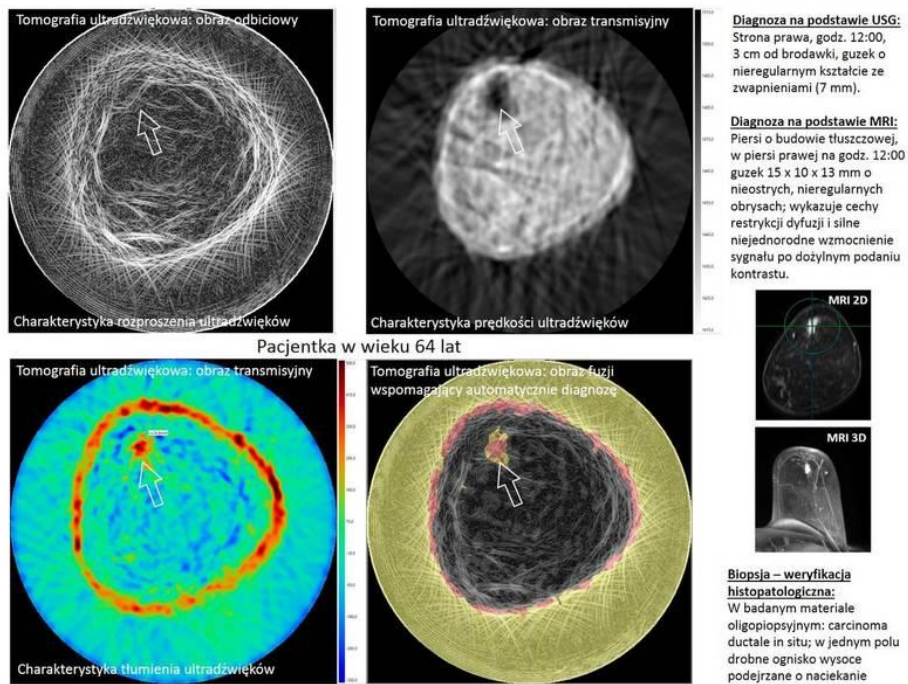
Pierścień o średnicy wewnętrznej ok. 23cm zawierający 1024 ultradźwiękowe segmenty nadawczo – odbiorcze ze współpracującymi układami elektronicznymi



Fantom piersi kobiecej używany do badań i testów tomografu ultradźwiękowego

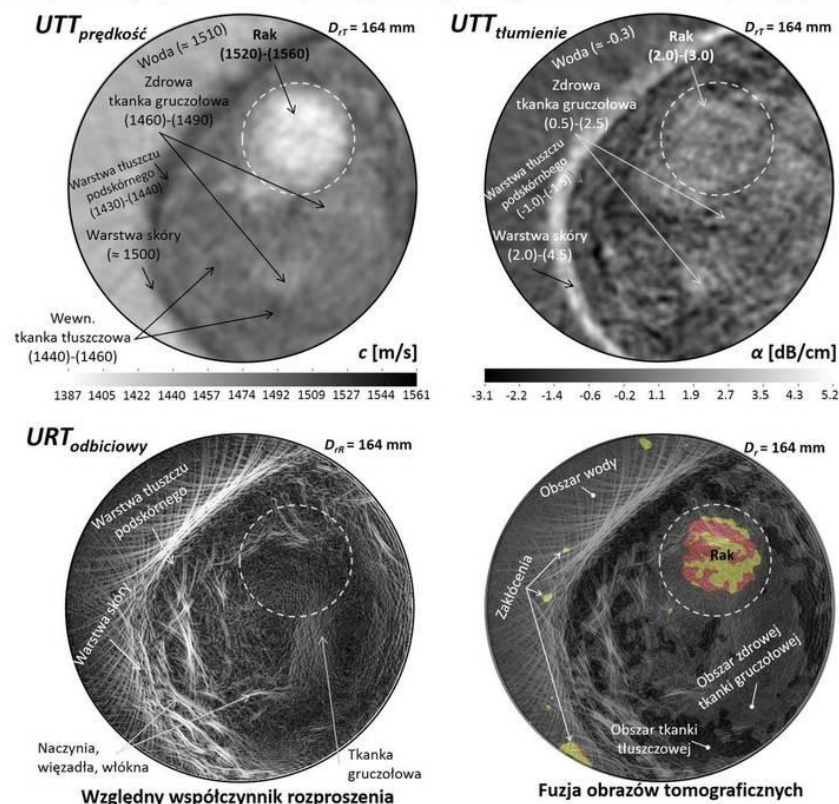


Stanowisko testowanego tomografu. Widać otwór do zanurzania piersi w wodzie o stabilizowanej temperaturze 30°



Efekty badań klinicznych testowanym tomografem ultradźwiękowym oraz tomografem MRI

Pacjentka (48 lat) z rakiem umiejscowionym w pobliżu podstawy piersi, na godz. 2:00, zdiagnozowanym porównawczo za pomocą konwencjonalnego obrazowania ultradźwiękowego (BIRADS 5)



Porównanie zobrazowań tomograficznych z konwencjonalnym zobrazowaniem USG.

Podsumowanie

Tomografy ultradźwiękowe nie są jeszcze rozpowszechnione jako aparaty komercyjne. Silne koncerny (np. RCA) testują klinicznie swe opracowania.

Ważnym aspektem jest natomiast fakt zaawansowania opracowań tej technologii w Polsce. Odbyna się to we współpracy naukowców z Katedry Akustyki i Multimediów Wydziału Elektroniki Politechniki Wrocławskiej (prof. prof. Krzysztof Opiełiński, Tadeusz Gudra) z olsztyńską firmą Dramiński i lekarzami z Uniwersytetu Warmińsko – Mazurskiego dzięki której aktualnie testuje się prototyp tomografu ultradźwiękowego przedstawiony na poniższych rysunkach.

Warto wspomnieć raz jeszcze, że technologie związane z doskonaleniem aparatury medycznej, w szczególności ultrasonografii, są obecnie najbardziej zaawansowane wśród dziedzin pokrewnych. Np. przy konstruowaniu militarnych sonarów warto korzystać z układów opracowanych dla współcześnie produkowanych ultrasonografów a nie odwrotnie, jak to bywa w okresach dominacji technologii opracowywanych dla celów wojskowych. Przywołać tu można układy scalone z wielokanałowymi obwodami przedwzmacniaczy, wstępnych filtrów, różnych regulacji wzmocnienia - realizujące obróbkę odbieranych sygnałów ultradźwiękowych przed ich przetworzeniem na postać cyfrową lub też same przetworniki A/C.

Powyższy materiał wykorzystuje treści i rysunki z artykułu „Naukowcy z PWr tworzą urządzenie do szybkich i tanich przesiewowych badań nowotworów piersi” ze Strony głównej Politechniki Wrocławskiej > Uczelnia > Aktualności (2017 rok). Istnieją w tej sprawie także liczne strony firmy Damiński SA – beneficjenta projektu NCBR na opracowanie prototypu multimedialnego tomografu ultradźwiękowego do diagnostyki piersi.

5.9 Artefakty

Artefaktami nazywa się wszelkiego rodzaju zniekształcenia pojawiające się na obrazowaniach ultrasonograficznych. Większość z nich wynika z fizycznych własności rozchodzenia się fal w tkankach, inne mogą być wywołane niewłaściwymi nastawami aparatury.

Przykłady artefaktów to:

- echa od nieistniejących obiektów (np. występujące z powodu wielokrotnych odbić, od listków bocznych);
- obiekty odwzorowane w niewłaściwym położeniu (załamania fal);
- zniekształcone wymiary, kształt lub siła celu (załamanie fali, różna prędkość dźwięku, niewłaściwe wzmocnienie (stałe – ręczne lub ZRW);
- zbyt wysoko poziom echa za tkankami o niższym tłumieniu niż zakładane przy nastawionej ZRW;
- cień akustyczny powstający za dużym w stosunku do długości fali obiektem silnie odbijającym. Zjawisko cienia nie zawsze należy traktować jako utrudnienie, bowiem niekiedy ułatwia on zauważenie drobnego obiektu.[29], [104]

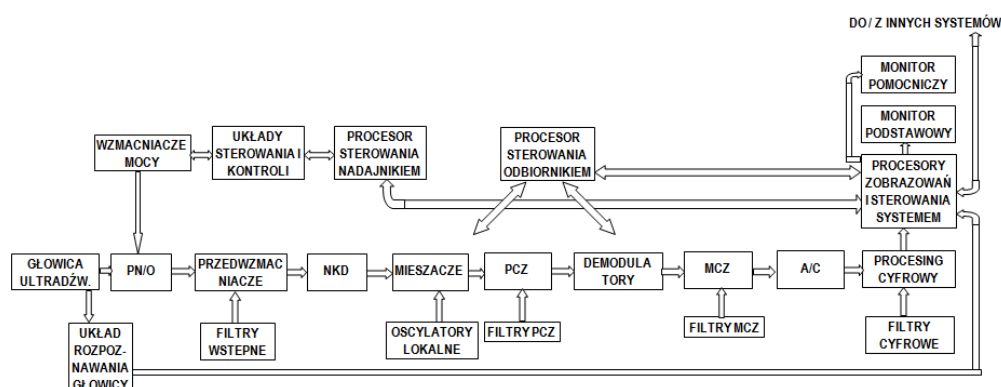
5.10 Pomiary w ultrasonografii

Pomiary obiektów ukazywanych na zobrazeniach prowadzone są przy założeniu, że prędkość dźwięku w tkankach wynosi 1540m/s. Przy zobrażowaniu jednowymiarowym (prezentacja A) na podstawie czasu generowane są znaczniki odległości co 1mm lub 1cm. W prezentacji dwuwymiarowej do określania wymiarów służą ustawiane np. trackballem znaczniki z przeliczaną według ich współrzędnych odległością. Pomiar powierzchni narządu dokonywany jest jako obliczonego pola wewnątrz wykonanego kursorem (na zatrzymanym zobrażowaniu) obrysu narządu, zaś objętości organu na podstawie płaskiego obrazu – przy założeniu, że jest on elipsoidą obrotową [24].

Prócz tych pomiarów dokonywanych przez użytkowników, do sprawdzania, kalibracji i porównywania aparatury stosuje się specjalne wzorce tkankowe. Są to zwykle pudełka wypełnione żelatyną z dodatkiem proszku grafitowego. Składniki są tak dobrane, by prędkość dźwięku i tłumienie w mieszaninie była zbliżona do 1540m/s. Na drobinkach grafitu fale rozpraszają się dając ziarnistą strukturę zobrażeń charakterystyczną dla „prawdziwych” tkanek. Wewnątrz pudełka umieszcza się obiekty o różnych wymiarach i echogeniczności, symulujące cysty. Istnieją też wzorce ze stożkami wypełnionymi żelatyną z różnymi domieszkami proszku grafitowego do oceny rozdzielczości kontrastowej oraz z żyłkami nylonowymi (wzorzec RMI-GS), do oceny rozdzielczości osiowej, poprzecznej i wgłębnej [24].

5.11 Struktura ultrasonografu

Na zakończenie dyskusji o szczególnych operacjach na sygnałach w ultrasonografii przedstawiony zostanie poniżej schemat strukturalny ultrasonografu ukazujący umiejscowienie omówionych układów.



Rys. 20. Schemat strukturalny ultrasonografu

5.12 Rodzaje zobrażeń w ultrasonografii

Omówienie współcześnie stosowanych form zobrażeń w ultrasonografii najprościej można ograniczyć do przedstawienia przykładów zobrażeń na monitorach aktualnie produkowanych ultrasonografów najwyższej klasy. Przykłady takie są dostępne, wraz z krótkimi komentarzami głównie o charakterze marketingowym, w prospektach firmowych i na stronach internetowych producentów. Można je też znaleźć w dostatecznie nowych publikacjach, przeznaczonych do nauki interpretacji zobrażeń przez lekarzy posługujących się ultrasonografami.

Interesujące wydaje się jednak szersze potraktowanie zagadnienia powstawania współczesnych, zaawansowanych form zobrażeń w aspekcie technicznych i technologicznych możliwości ich opracowania i aplikacji w produkowanym sprzęcie. Dążenie do uzyskania zobrażeń możliwie najlepszych, czyli zawierających możliwie najwięcej pożądaných informacji w najbardziej ergonomicznej, „przyjaznej” formie, jest bowiem warunkowane nie tylko konstrukcją ekranów – elementów na których zobrażenia powstają, lecz harmonicznym rozwojem możliwości we wszystkich dziedzinach naukowych, technologicznych i technicznych mających zastosowanie w konstrukcji ultrasonografów.

Wiele z tych dziedzin rozwija się niezależnie od zapotrzebowań w ultrasonografii - np. technologie komputerowe, kilka jest specyficznych – tu przykładami mogą być konstrukcje głowic ultrasonograficznych, techniczne sposoby kształtowania pola akustycznego i elektronicznej obróbki sygnałów echa. Zawsze istotny jest też aspekt ekonomiczny i marketingowy postępu – czy użytkownicy sprzętu uznają za przydatne proponowane udoskonalenia i skłonni będą poświęcić na nie dostateczne środki. Stąd między innymi bierze się podział na różne klasy sprzętu i różne, oferowane opcjonalnie, wyposażenie aparatów. Stąd też głównie biorą się fuzje firm produkujących ultrasonografy, bowiem tylko silne firmy są w stanie udźwignąć koszty rozwoju i promocji najbardziej zaawansowanych technicznie, drogich ultrasonografów.

W dalszej części przedstawiony jest rozwój rozwiązań technicznych umożliwiających doskonalenie metod obrazowania aż do, omówionych najobszerniej, form najnowszych – obrazowań panoramicznych i trójwymiarowych.

Ultrasonografy formalnie mogą być przykładem systemów telekomunikacyjnych a dokładniej echolokacyjnych, dostarczających informacji człowiekowi, który jest ostatnim, decyzyjnym lub „estymującym parametry wykrytych obiektów” członem takich systemów.

Istnieje odrębna dziedzina wiedzy – „human detection ” – zajmująca się optymalizacją przekazywania informacji z urządzeń technicznych do – na przykład – organu wzroku operatora, z uwzględnieniem psychofizjologicznych właściwości tego organu oraz równoczesnego obciążenia operatora (np. lekarza) innymi zadaniami (np. operowaniem głowicą ultrasonografu). Konstruktorzy aparatury powinni znać i w miarę możliwości uwzględniać zasady takiej optymalizacji. Prostymi przykładami podstawowych zasad z tej dziedziny może być rezerwacja „gorących” barw (czerwień, pomarańcz) dla oznaczania sytuacji alarmowych lub maksimów czy ekspozycja znaczących sytuacji na ustalonym (stacjonarnym) tle („constant background” lub „constant fog”) uzyskiwanym np. przez zasięgową regulację wzmocnienia.

Z czysto technicznego punktu widzenia istnieje kilka parametrów charakteryzujących jakość obrazowań w sposób obiektywny. Pierwszy prosty parametr to wymiary ekranu, drugi - rozdzielczość ekranu – podawana przez producenta i w przypadku monitorów komputerowych zależna od rozmiaru pojedynczego elementu (piksele) lub rozmiarów triady trzech podstawowych kolorów ekranu monitora ale też od możliwości sterowania (karty graficznej) monitora. W przypadku lamp oscyloskopowych (obecnie już historycznym) - zależną od stosunku średnicy

plamki do rozmiarów efektywnego pola zobrazowania.

Następny parametr to możliwa do uzyskania dynamika zobrazowań. Tu sprawa jest bardziej złożona, bowiem parametr ten zależy od rodzaju (typu) zobrazowania na ekranie. I tak – w przypadku zobrazowań oscyloskopowych (typu A) o dynamice decyduje rozmiar ekranu w stosunku do średnicy ostrej plamki lub piksela. Np. przy dziesięciocentymetrowym ekranie i milimetrowej plamce dynamika ekranu wynosi 100 razy czyli w mierze decybelowej 40dB. Na ekranach monitorów komputerowych efektywna dynamika wynosi kilkaset. Dynamikę rzędu 40dB można także uzyskać przy modulacji jasności świecenia plamki obwiednią eksponowanego sygnału (zobrazowania sektorowe, konweksowe, prostokątne – ogólnie dwu- lub więcej wymiarowe) i to zarówno na ekranach monitorów komputerowych jak też w dawnych lampach oscyloskopowych. W porównaniu z potencjalną dynamiką organu wzroku (rzędu 140dB) technicznie osiągalna dynamika zobrazowań jednobarwnych jest więc w zasadzie niewielka, aczkolwiek w praktyce wystarczająca.

Większą dynamikę dają zobrazowania barwne, jednakże w ultrasonografii barwne zobrazowania są zwykle zarezerwowane dla ekspozycji prędkości przepływów krwi. Wytwórcy kart graficznych podają niesłychane możliwości ekspozycji milionów barw, jednakże trzeba pamiętać, że przeciętny człowiek potrafi w praktyce rozróżniać kilkanaście kolorów, osiągalna dynamika nie sięga zatem 100dB.

Istotnym parametrem jest także czas trwania poświaty ekranu. Długa poświata specjalnie konstruowanych lamp oscyloskopowych była w swoim czasie wykorzystywana jako pamięć obrazowa. Ogólnie zbyt duży czas poświaty jest niekorzystny, powoduje bowiem smużenie ruchomych obrazów, tak jak to można było obserwować na pierwszych konstrukcjach ekranów ciekłokrystalicznych.

Wreszcie ważne konsekwencje techniczne niesie z sobą organizacja konstrukcji obrazu na ekranie.

W przypadku lamp oscyloskopowych odchylenie zogniskowanej wiązki elektronów pobudzających do świecenia punkt luminoforu następowało w polu elektrycznym między parami płytek odchylenia poziomego i pionowego. Podając różne napięcia na te płytki można było kształtować obrazy w dowolny sposób (np. na laboratoriach z fizyki pokazuje się spektakularne, „tańczące” tzw. krzywe Lissajous powstające przy podaniu na pary płytek sygnałów

o częstotliwościach będących całkowitymi wielokrotnościami) i tworzyć obrazy w dowolnych współrzędnych.

Obecnie wykorzystywane monitory - ekrany ciekłokrystaliczne i plazmowe – mają z góry narzucony sposób tworzenia obrazów (czy półobrazów, jak to jest w telewizji) linia po linii, a więc w naturalny sposób we współrzędnych prostokątnych. Jeśli istnieje konieczność tworzenia obrazów w innych współrzędnych należy organizować wstępną pamięć obrazową i wypisywać z niej wartości poszczególnych komórek w taki sposób, by znalazły się w odpowiednich punktach kreślonych na ekranie linii, co przy współczesnych prędkościach komputerów jest już nietrudne (formalnie – tworzenie jakobianu przejścia z naturalnego, fizycznego układu współrzędnych do współrzędnych prostokątnych). Wymaga to jednak dostatecznej szybkości tworzenia dobrze zorganizowanej wstępnej pamięci obrazowej i właściwego obrazu tak, by nie występowały zauważalne dla operatora opóźnienia. Jest to bardzo ważne aby (np. przy operowaniu głowicą w poszukiwaniu optymalnego zobrazowania organu) powstawanie zobrazowań nadążało za ruchami głowicy.

6 Rozwój form obrazowań.

W dziedzinie ultrasonografii, podobnie jak w wielu innych dziedzinach, rozwój konstrukcji aparatury trzeba dzielić na dwa wyraźnie różne okresy – okres technologii analogowych i technologii cyfrowych (komputerowych).

W okresie dominacji układów analogowych, mimo istniejących przełomów technologicznych w rodzaju wyparcia techniki lampowej półprzewodnikową z głównymi skutkami – miniaturyzacją i skokiem niezawodności, praktycznie niemożliwe do realizacji były liczne (a rutynowe obecnie, w okresie zaawansowanej techniki komputerowej) operacje na sygnałach i sposoby organizacji ich obrazowania. Dlatego rozwój form obrazowania w ultrasonografii zostanie także przedstawiony w dwóch etapach – przed i po wprowadzeniu do konstrukcji ultrasonografów zaawansowanych technologii komputerowych.

6.1 Ultrasonografy analogowe.

Początki ultrasonografii to okres lampowej techniki analogowej. Jako głowice ultradźwiękowe stosowano konstrukcje zawierające w estetycznej obudowie pojedynczą kształtkę piezoelektryczną z absorberem z tyłu kształtki i elementem dopasowującym elektrycznie przetwornik do nadajnika. Nie stosowano nawet soczewki, używano bowiem tzw. nakładek dystansujących, eliminujących tzw. pole bliskie z użytecznego zakresu obserwacji tkanek. Jak wcześniej wspomniano, nakładki takie są zresztą stosowane również we współczesnej aparaturze tam, gdzie oglądane narządy znajdują się bezpośrednio pod skórą, np. w ortopedii. Wprowadzenie przed kształtkę soczewki fizycznej, ogniskującej pole akustyczne, stanowiło istotny krok w kierunku poprawy rozdzielczości obrazowań. Kierunek obserwacji głowicą z pojedynczym przetwornikiem można było ustalać tylko subiektywnie, chyba, że umieściło się ją na końcu ramienia pantografu z mechaniczno – potencjometrycznym układem przeniesienia miejsca położenia i kąta obserwacji, bo wówczas można było wiązać kierunek obserwacji głowicą z kierunkiem wyświetlania linii obrazu echa na ekranie obrazowania.

Układy elektroniczne ultrasonografów, ze względu na ograniczenia technologiczne, były wówczas proste. Zapewniały po stronie nadawczej pobudzenie przetwornika pojedynczym

impulsem (dzięki czemu można było stosować głowice o różnych częstotliwościach własnego rezonansu mechanicznego), a w odbiorniku – wzmocnienie impulsu echa (szerokopasmowe lub tzw. superheterodynowe) z prostymi zasięgowymi regulacjami wzmocnienia. Do zobrazowań sygnałów echa stosowane były - jako jedyne dostępne - lampy oscyloskopowe. Stosowano zwykle jednocześnie dwa rodzaje lamp – jedną z długą poświatą, pełniącą rolę pamięci obrazowej na wiele pojedynczych transmisji i drugą, bez poświaty, np. dla prezentacji szybkich obrazów obwiedni echa z pojedynczych transmisji. Na lampie bez poświaty następowało tzw. **zobrazowanie typu A** („amplitude”) – powszechne w oscyloskopach – czyli proporcjonalne do amplitudy sygnału odchylenie plamki od poziomu linii – podstawy czasu. Jest to tzw. zobrazowanie jednowymiarowe - 1D („dimension”). Podkreślenie jednowymiarowości obrazu amplitudy sygnału echa w funkcji czasu tłumaczonego na odległość źródła echa od głowicy, czyli tylko w funkcji zwymiarowanej odległości źródła echa od głowicy ma takie znaczenie, że rozwój zobrazowań i konstrukcji głowic następuje m. in. w kierunku zwiększania liczby wymiarów – głowic do 2D, zobrazowań do 4D.

Jedyną możliwą operacją elektroniczną dotyczącą samego zobrazowania typu A było stosowanie tzw. lupy elektronicznej (obecnie zwanej także zoomem), gdzie przez rozszerzenie wybranego fragmentu podstawy czasu można było rozciągnąć na ekranie interesujący fragment obrazu echa. Wymiary obiektów przy prostych zobrazowaniach można określać przy pomocy znaczników odległości generowanych na zobrazowaniu typu A.

Lampa z poświatą umożliwiała uzyskiwanie pierwszych **zobrazowań sektorowych** mimo użycia głowicy z pojedynczą kształtką. Następowało to dzięki przekazywaniu kierunku obserwacji (pochylenia głowicy) ze wspomnianego wyżej pantografu do układu sterowania odchyleniem wiązki elektronów lampy oscylograficznej. Organizacja ekranu była zatem taka, że rozjaśnienie plamki było proporcjonalne do amplitudy obwiedni sygnału echa na kierunku obserwacji, zaś odległość i kierunek do źródła echa eksponowane były we współrzędnych kątowych. Był to zatem pierwszy obraz dwuwymiarowy (2D), choć nie we współrzędnych prostokątnych.

Wykorzystywanie poświaty luminoforu lampy jako pamięci obrazowej było niewygodne, w sposób niekontrolowany nakładały się na siebie choćby lekko różniące obrazy z kolejnych transmisji powodując utratę ostrości zobrazowań, szczególnej wprawy wymagało również operowanie głowicą czyli zmiany kątów obserwacji lub miejsc jej przyłożenia, ze względu na stale występujący efekt smużenia powodowany poświatą. Ograniczenie efektu smużenia i ułatwienie

operowania głowicą stało się możliwe po skonstruowaniu głowic sektorowych, nie wymagających ręcznej zmiany kąta obserwacji. W sposób elektromechaniczny wykonano kontrolowane (z danymi o chwilowym położeniu przesyłanymi do układu zobrazowania), wahadłowe obracanie silnikiem zespołu przetwornik - soczewka w zadanym sektorze. Stosowano także umieszczanie na wspólnej osi, obracanej silnikiem w sposób znany układowi zobrazowania, trzech (sektor 120°) lub czterech (90°) pojedynczych zespołów. Takie rozwiązanie jest prostsze mechanicznie, a również zapewnia nieprzerwaną obserwację sektora, bo przed oknem akustycznym (o szerokości kątowej równej sektorowi obserwacji) przebiega zawsze jeden z zespołów. Stosowane były także rozwiązania z wykonującym wahadłowe ruchy w sektorze lustrem akustycznym, napędzanym silnikiem w przekazywany do układu zobrazowania sposób.

Należy podkreślić, że rozwiązania elektromechaniczne są z powodzeniem stosowane również w głowicach niektórych współczesnych ultrasonografów, nawet najwyższej klasy, z tzw. zobrazowaniami 4D. Sprzyja temu postęp technologiczny (minimalizacja) w konstrukcji tzw. silników krokowych, poddających się bezpośredniemu sterowaniu cyfrowemu.

Odmianą głowicy sektorowej jest też po prostu głowica z wieloma kolejno przełączanymi elektronicznie zespołami przetwornik – soczewka umieszczonymi tak, że ich czoła stanowią fragment okręgu. Zobrazowanie z takiej głowicy różni się od sektorowego tym, że ma bardziej „wycięty” wierzchołek (zgodnie z kształtem swego czoła) i dlatego stosuje się dla niej osobną nazwę **głowica konweksowa lub krzywoliniowa**. Wycięcie wierzchołka zobrazowania powinno następować zresztą również w zobrazowaniu sektorowym, bowiem w bezpośredniej bliskości przetwornika głowicy i tak występuje tzw. strefa martwa, gdyż sygnały echa są maskowane „wybrzmiewaniem” impulsu sondującego. W związku z tym na ekranach na ogół nie ma szczególnej różnicy między zobrazowaniem sektorowym i konweksowym.

Dzięki multiplikacji elementów głowicy możliwe stało się ograniczenie roli zawodnych i obciążonych bezwładnością elementów elektromechanicznych. Ograniczenie to polega na tym, że elektromechanicznie zmienia się ewentualnie tylko linie soczewek tak, by uzyskiwać zogniskowania na różnych głębokościach w kolejnych cyklach sondażu całą linią, a więc rzadko.

Aby uzyskać możliwość zobrazowywania sygnałów echa we współrzędnych prostokątnych, co było istotne np. dla precyzyjnego wymiarowania eksponowanych organów, skonstruowano głowice liniowe, w których zespoły przetwornik – soczewka fizyczna ustawione są wzdłuż linii prostej. Wadą

takiego rozwiązania w stosunku do sektorowego jest uzyskiwanie węższego (przy tej samej liczbie elementów głowicy) pola zobrazowania. Towarzyszące użyciu głowicy liniowej zobrazowanie kartezjańskie z modulacją jasności plamki obwiednią echa formalnie nosi nazwę **zobrazowania typu B** (brightness – jasność plamki), chociaż przy zobrazowaniach sektorowych i konwexowych występuje ten sam sposób ukazywania chwilowych wartości amplitud echa, tak jak to pokazano na przykładach z rysunku poniżej.

Omówione rodzaje głowic – sektorowa, konwexowa i liniowa są głowicami jednowymiarowymi, bowiem poruszający się po wycinku okręgu zespół przetwornik – soczewka w głowicy sektorowej lub rozmieszczone na wycinku okręgu liczne przetworniki z soczewkami w głowicy konwexowej tworzą jednowymiarowy wycinek linii krzywej, zaś przetworniki głowicy liniowej – linii prostej. Uzyskiwany przy ich użyciu obraz jest jednak, co zostało wyżej podkreślone, obrazem dwuwymiarowym, bowiem drugim wymiarem na zobrazowaniu jest odległość od źródła echa.



Rys. 21. Zobrazowania dla głowicy sektorowej, konwexowej i liniowej – zasada tworzenia i przykłady. W dolnej części zobrazowania sektorowego widać także linijkę zobrazowania typu A.

Na zobrazowaniach dwuwymiarowych z modulacją jasności plamki celowym i możliwym układowo było wprowadzenie różnych charakterystyk wzmocnienia odbiornika w funkcji wielkości sygnału echa.

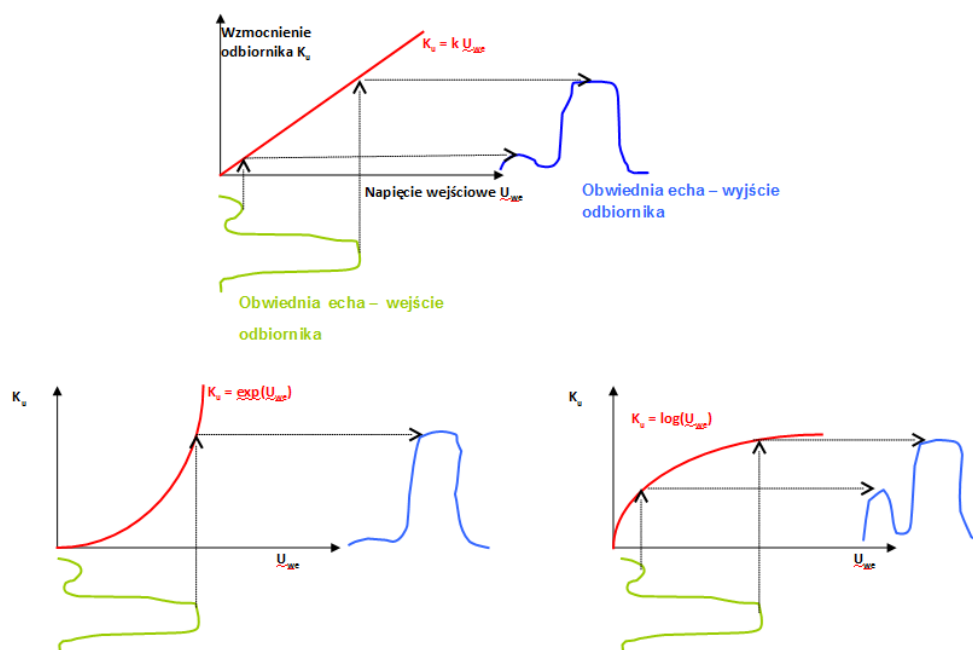
„Zwykła” charakterystyka to **wzmocnienie liniowe** – proporcjonalne do wielkości sygnału.

Charakterystyka wykładnicza oznaczała słabsze wzmocnienie małych sygnałów a silniejsze dużych. W ten sposób następuje podwyższenie kontrastu zobrazowania – degradacja niewielkich sygnałów względem większych.

Wprowadzenie **charakterystyki logarytmicznej** powoduje skutek odwrotny – zmniejszenie

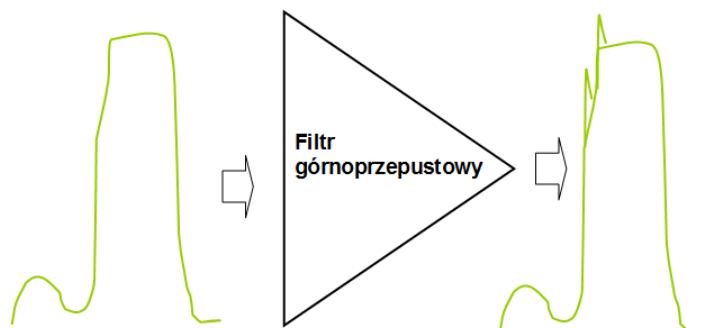
kontrastu, bowiem sygnały mniejsze są wzmacniane silniej a sygnały o większych amplitudach słabiej. Na rysunku poniżej (rys. 22) pokazana jest idea tych operacji.

Podnoszenie kontrastu zobrazowań jest też możliwe przez różniczkowanie sygnału echa (wtrącenie filtru górnoprzepustowego do toru odbiornika), bowiem operacja ta oddziałuje silnie na ostre zbocza sygnału, na przykład na wzrost poziomu po odbiciu od ścianki narządu. Zasadę takiego kontrastowania pokazano na kolejnym rysunku poniżej.



Rys. 22. Idea operacji zwiększania i zmniejszania kontrastowości zobrazowań sygnałów echa przez wprowadzenie eksponencjalnej lub logarytmicznej charakterystyki wzmocnienia odbiornika.

Przy omawianiu zasad konstrukcji zobrazowań ultrasonograficznych należy podkreślać ograniczenia fizyczne warunkujące tempo powstawania sygnałów echa, stanowiących źródło zobrazowań. Ograniczenia te, nie istniejące w optyce, biorą się z nieporównywalnie mniejszej prędkości propagacji fal akustycznych w miękkich tkankach, przekraczającą nieco prędkość propagacji fali w wodzie c , równą ok. 1500m/s.



Rys. 23. Idea poprawy kontrastu przez różniczkowanie obwiedni sygnału echa.

Czas oczekiwania na powrót echa (czas trwania pojedynczej transmisji τ_1) z krańca zasięgu z wynosi:

$$r_1 = 2z / c$$

Przy potrzebnych zasięgach aparatury rzadko przekraczających kilkanaście centymetrów (założmy 15cm) czas trwania pojedynczej transmisji jest zatem rzędu ułamków milisekundy (ok. 200 μ s).

Czas T_N potrzebny do uzyskania sygnałów echa z N - elementowej głowicy jest N – krotnie dłuższy i w rozważanym przykładzie dla linii z 32. przetwornikami wynosi 6,4ms.

Częstotliwość powtarzania obrazów F_o (liczbę obrazów w sekundzie [Hz]) określa wzór:

$$F_o = 1 / T_N = c / 2 N z$$

i powinna ona wynosić przynajmniej 16, a lepiej (jak w telewizji) 25Hz, co ze względu na bezwładność organu wzroku daje, jak wiadomo, złudzenie obrazu ciągłego oraz zapewnia natychmiastową reakcję zobrazowania na ruchy głowicy.

Z powyższego wzoru można obliczyć maksymalną liczbę elementów głowicy :

$$N = c / 2 z F_o$$

która może istnieć, aby przy założonym zasięgu i częstotliwości powtarzania obrazów istniały fizyczne możliwości powstawania zobrazowań bez szczególnych zabiegów elektronicznych przyspieszających proces odbioru sygnałów echa.

W omawianym przykładzie liczba ta wynosi 200 elementów. W rzeczywistości należy liczyć się

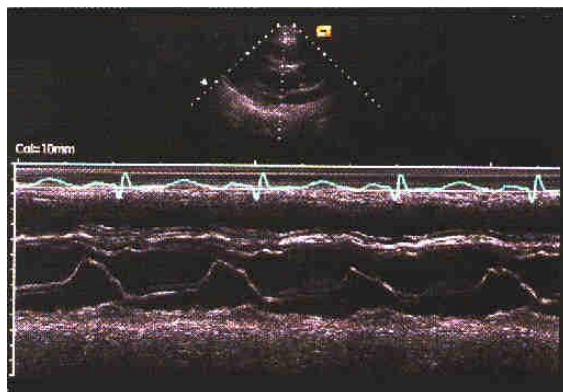
z dalszymi, trudnymi do bezpośredniego ujęcia we wzorach ograniczeniami, wynikającymi z konieczności uwzględnienia „wybrzmiewania” sygnałów echa spoza krańca zasięgu (niwelowanymi przez działanie zasięgowej regulacji wzmocnienia odbiornika) lub z opóźnień aparaturowych.

Powyższe wzory, choć proste, mają istotne znaczenie, uświadamiają bowiem explicite ograniczenia powstające przy multiplikacji elementów głowic, koniecznej zwłaszcza przy omawianych dalej, zaawansowanych formach zobrazowań.

Wynika z nich także, że oglądanie obrazów ultrasonograficznych przy użyciu jednowymiarowych głowic nie wymaga długiej pamięci obrazowej (np. poświaty lampy oscyloskopowej), a wręcz przeciwnie – konieczne jest (np. dla zapobieżenia efektu smużenia), by obraz gasł przed pojawieniem się następnego. Zatem, dzięki zastosowaniu głowic sektorowych lub liniowych, ekrany z długą poświatą mogły zostać wyeliminowane a jedyną rolę pamięci obrazowej (długotrwałej, np. dla archiwizacji wyników badania) pełniły przystawki z aparatem fotografującym ekran.

Określony powyżej czas trwania pojedynczej transmisji umożliwia zobrazowanie sekwencji ruchu, np. mięśni serca. Jeżeli bowiem jednoelementową głowicę wycelować na interesujący, ruchomy organ, a zobrazowanie zorganizować w ten sposób, by obrazy echa w postaci modulacji jasności plamki eksponować w kolejnych liniach ustawionych obok siebie i przesuwających się w takt odbioru echa z kolejnych transmisji, wówczas na pełnym obrazie uzyskujemy ślad zmian położenia źródła echa (np. zastawki) w postaci quasi-ciągłej linii. Taki rodzaj zobrazowania ruchu został nazwany **zobrazowaniem typu M** („motion”), zaś same obrazy ruchu – **histogramami** (przykład na rysunku poniżej).

W omawianym okresie technologii analogowych równoległe z klasyczną ultrasonografią następował rozwój ultrasonografii dopplerowskiej. Wyniki pomiarów przepływów krwi były eksponowane w przypadku metod fali ciągłej głównie w formie akustycznej, zaś wizualizacja na lampach oscyloskopowych wyników pomiarów w obu metodach (także impulsowej) następowała w formach histogramów kilku cykli przepływu.



Rys. 24. Przykład zobrazowania typu M na monitorze komputerowym (w górnej części ekranu zobrazowanie konweksowe).

6.2 Ultrasonografy cyfrowe

W powyższym tytule celowo nie użyto popularnej nazwy „komputerowe”, aby podkreślić, że we współczesnych konstrukcjach ultrasonografów nie wszystkie elementy są wykonywane przy użyciu technologii komputerowej oraz że proste kojarzenie struktury ultrasonografu ze strukturą i oprogramowaniem popularnych, personalnych komputerów są dalekie od rzeczywistości.

Przede wszystkim możliwość aplikacji technik komputerowych do konstrukcji ultrasonografów wymagała osiągnięcia odpowiedniego, dostatecznego poziomu tych technik. Dotyczy to dostatecznej miniaturyzacji układów, sensownych cen, a w szczególności osiągnięcia dostatecznej szybkości operacji cyfrowych i wykształcenia się specjalnych grup procesorów – tzw. układów DSP (digital signal processor). Procesory te są układami wyspecjalizowanymi, na ogół projektowanymi do wykonywania konkretnych zadań, możliwie bez zbędnych obciążeń związanych z uniwersalizmem zarówno w swych strukturach jak i obsłudze programowej. Oprogramowanie układów DSP jest trudne, odbywa się bowiem przy zastosowaniu języków najniższych rzędów (np. assemblera), możliwie zbliżonych do kodu maszynowego. Dzięki temu można jednak uzyskiwać prędkości wymaganych obliczeń wielokrotnie wyższe niż w procesorach uniwersalnych, programowanych w językach wyższego rzędu, przyjaznych programiście lecz odległych od kodów maszynowych, a więc wymagających wielu operacji związanych z obsługą kompilacji czyli

tłumaczenia oprogramowania na kod maszynowy.

Spektakularnym przykładem prostych operacji ale wykonywanych z wielką prędkością jest opóźnianie (przesuwanie na skwantyzowanej skali czasu) próbek sygnałów, niezbędne do elektronicznego, dynamicznego ogniskowania i pochylania linii zogniskowania wieloelementowych głowic. Przesuwanie to musi odbywać się z krokiem równym kilkusetnej części okresu częstotliwości nośnej, czyli przy dziesięciomegahercowym sygnale z odstępami nanosekundowymi (gigahercowymi) i to w wielu kanałach równolegle. Takie prędkości zegara, ale nie efektywnych obliczeń, ma dopiero najnowsza generacja osobistych komputerów komercyjnych.

Równie ważną sprawą, warunkującą możliwość cyfrowych operacji na sygnałach echa i możliwość szczególnego formowania impulsów sondujących, było opracowanie dostatecznie szybkich i dysponujących odpowiednią dynamiką (co na ogół jest w opozycji) przetworników analogowo – cyfrowych i cyfrowo – analogowych.

Warunkiem przetworzenia sygnału echa na postać cyfrową jest próbkowanie przynajmniej jego obwiedni. Zgodnie z zasadą Nyquista należy ją próbować z prędkością co najmniej dwukrotnie wyższą niż najwyższa częstotliwość w widmie odpowiadającym postaci obwiedni. W najprostszym ujęciu - jeśli np. impuls sondujący trwa 5 μ s (jest to 5 okresów przebiegu sinusoidalnego o częstotliwości 1 MHz), widmo jego obwiedni ma efektywną szerokość równą odwrotności czasu trwania czyli 200 kHz, a zatem należy je próbować z częstotliwością przynajmniej 400 kHz. Impuls taki zapewnia rozdzielczość wgłębną zobrazenia rzędu 3,5 mm. Jeśli używać impulsów krótszych (z wyższą częstotliwością nośną), zapewniających proporcjonalnie lepszą rozdzielczość, niezbędna częstotliwość próbkowania również proporcjonalnie rośnie. Problem próbkowania obwiedni sygnałów echa staje się zatem porównywalny z próbkowaniem obwiedni sygnału w telewizji (tzw. sygnału wizyjnego), zajmującego pasmo ok. 6 MHz.

Nie wszystkie operacje na sygnałach daje się wykonywać po detekcji, czyli (jak w powyższym przykładzie) na obwiedniach sygnałów. Niektóre z nich, jak np. dynamiczne pochylanie lub ogniskowanie wiązki, wymagają operacji po stronie częstotliwości nośnej, więc próbkowania kilkudziesięciokrotnie szybszego, szczęśliwie po stronie nadawczej z minimalną dynamiką. Opracowane zostały zresztą możliwe niekiedy do stosowania metody omijania tej trudności, np. próbkowania na niższej, pośredniej częstotliwości - po zmieszaniu sygnału z częstotliwością stabilnego generatora wewnętrznego (lokalnego), lub po tzw. detekcji kwadraturowej,

umożliwiającej zachowanie pełnej informacji sygnałach, wraz z relacjami fazowych między sygnałami. Podobnie, tzw. próbkowanie drugiego rzędu sygnału wysokiej częstotliwości pozwala zachować relacje fazowe a daje pewne korzyści pod względem minimalizacji częstotliwości próbkowania w przypadku sygnałów wąskopasmowych.

Wydawałoby się, że najwcześniej, z minimalnym udziałem techniki cyfrowej, do struktury ultrasonografu można było wprowadzić w miejsce lampy oscyloskopowej monitor komputerowy, co umożliwiłoby zamieszczanie wraz z echogramami np. komunikatów czy grafiki potrzebnej do wymiarowania narządów, danych pacjenta, itp. Jak wspomniano wyżej, ze względu na sposób tworzenia obrazów na monitorach – linia po linii – stosunkowo łatwo dawało się zaaplikować zobrazowania powstające we współrzędnych prostokątnych, a więc powstających z głowicy liniowej. Tworzenie echogramów z głowic sektorowych wymagało natomiast szczególnych operacji dostatecznie szybkiego, elektronicznego przetwarzania obrazu powstającego w sposób naturalny we współrzędnych kątowych na obraz tworzony na ekranie we współrzędnych kartezjańskich.

Najprostszym krokiem w kształtowaniu sygnałów sondujących i przetwarzaniu sygnałów echa było opracowanie procedur elektronicznych umożliwiających wyeliminowanie soczewki fizycznej sprzed kształtki przetwornika. Jak wcześniej pokazano, polegało to na zastąpieniu monolitycznej kształtki przetwornika współosiowymi pierścieniami (głowicą pierścieniową), zaś opóźnień wprowadzanych przez poszczególne fragmenty soczewki fizycznej – opóźnieniami sygnałów (docierających do poszczególnych pierścieni z nadajnika lub sondowanej przestrzeni) realizowanymi w wyżej wspomniany sposób elektroniczny. Płynna regulacja relacji opóźnień przy odbiorze umożliwiła tzw. dynamiczne ogniskowanie (w trakcie pojedynczej transmisji), co pozwalało wyeliminować elektromechaniczne zmiany ogniskowych głowicy z transmisji na transmisję.

Opisane operacje pozwoliły także przyspieszyć powstawanie zobrazowań dzięki wyeliminowaniu „martwych” okresów czasu potrzebnych na mechaniczne przemieszczanie zespołów kształtka – soczewka lub samych soczewek o różnych ogniskowych przed „okienkiem” głowicy.

Dalszym krokiem było elektroniczne kształtowanie (dynamiczne ogniskowanie) w linii zogniskowania wieloelementowej głowicy liniowej oraz pochylanie tych linii przy zastosowaniu podobnej (lecz zmnożonej) techniki realizacji dynamicznie zmiennych opóźnień elektronicznych sygnałów według idei podobnej jak przy głowicy pierścieniowej.

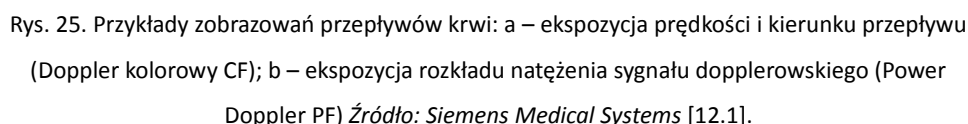
Dynamiczne pochylenie osi głowicy liniowej oznacza także, że zobrazenia powstają we współrzędnych kątowych, jak przy stosowaniu głowicy konweksowej. Dzięki wspomnianej wyżej konieczności ich transformacji przy tworzeniu obrazu na monitorze, transformacje tę można poszerzyć wprowadzając **zobrazowanie trapezowe**, uwidaczniające kształt organów we współrzędnych prostokątnych a więc w niezniekształconej formie, łatwej ponadto do wymiarowania. Zobrazowanie trapezowe przez zastosowanie takiej transformacji daje się oczywiście także uzyskać przy stosowaniu konwencjonalnych głowic konweksowych lub sektorowych.

Elektroniczne pochylenie osi głowicy ma także decydujące znaczenie dla wygodnego zobrazenia przepływów krwi w naczyniach z sondowanej przestrzeni. Dla uzyskania (lub optymalizacji) efektu Dopplera, stanowiącego podstawę detekcji prędkości przepływów, konieczna jest bowiem na ogół możliwość obserwacji sondowanej przestrzeni pod innym kątem niż dla jej najlepszego zobrazenia. Możliwość elektronicznego pochylenia pozwala zatem obrazować parametry przepływów (uzyskiwane przy znanym pochyleniu osi) na tle obrazów narządów bez konieczności poruszania głowicy.

We współczesnych ultrasonografach, dzięki możliwościom jakie daje cyfrowa szybka transformata Fouriera (FFT), pozwalająca praktycznie w czasie rzeczywistym obliczać widma sygnałów dopplerowskich, zobrazenia rozkładów prędkości przepływów krwi w naczyniach można uzupełniać ekspozycją tychże widm i związanych z nimi parametrów. Dzięki temu w sposób optyczny okazywana jest informacja o stopniu turbulentności przepływów (zaburzeń – odstępstw od ideału czyli przepływu laminarnego), co wcześniej było możliwe w formie subiektywnej przez wprawny odśłuch sygnałów, gdy analiza widmowa przeprowadzana była w sposób naturalny w organie słuchu lekarza.

Prócz tego zobrazenia dopplerowskie są możliwe obecnie w dwóch innych postaciach. Pierwsza z nich to tzw. Doppler kolorowy (CF mode), gdzie na zobrazeniu ukazywany jest na tle zobrazenia naczynia typu B rozkład prędkości w postaci barwnej, także z wyróżnieniem kierunku przepływu. Pewną wadą tego precyzyjnego zobrazenia jest jego naturalna niestabilność (migotliwość).

Dlatego tam, gdzie informacja o kierunku jest niepotrzebna lekarze lubią stosować, czulszą zresztą, zwłaszcza dla bardzo wolnych przepływów, ekspozycję rozkładu natężenia sygnału



Dotąd omawiane były działania w dwóch wymiarach czyli w jednym przekroju sondowanej przestrzeni. Aby uzyskać ogniskowanie w drugim przekroju należało skonstruować tzw. głowice 1,5D (półtora wymiarowe). Nazwa ta jest adekwatna, bowiem głowica 1,5D, liniowa czy konweksowa, ma wiele elementów w jednym przekroju, odwzorowywanym na zobrażowaniu dwuwymiarowym, zaś w drugim przekroju wystarcza do precyzyjnego ogniskowania (także, co ważne, z możliwością korekcji różnic prędkości dźwięku w różnych tkankach) tylko kilka linii elementów. Dzięki istnieniu tych kilku linii w odpowiadającym im przekroju daje się także realizować uproszczone pod względem układowym a na ogół wystarczające ograniczone, tzw. ogniskowanie strefowe.

Od pomysłu na głowicę 1,5D tylko krok do pomysłu skonstruowania pełnej głowicy 2D – dwuwymiarowej, prawdziwie wieloelementowej , np. $64 \times 64 = 4096$ (!), umożliwiającej uzyskanie zobrażeń trójwymiarowych bez konieczności przemieszczania głowicy na ciele pacjenta. Uwaga

o przemieszczaniu jest istotna o tyle, że użycie głowicy 2D nie musi od razu oznaczać możliwości uzyskiwania pełnego, trójwymiarowego obrazu ultrasonograficznego, a może zapewniać „tylko” wyświetlanie kolejnych, dobrej jakości obrazów tkanek w dwuwymiarowych przekrojach, tak jak przy użyciu głowicy liniowej, tyle że (co bardzo ważne) bez przesuwania głowicy. Wspomniana dobra jakość bierze się z możliwości właściwego, pełnego dynamicznego ogniskowania w obu wymiarach.

Wieloelementowe głowice, wraz z towarzyszącymi im analogowymi i cyfrowymi układami elektronicznymi i różnymi formami zobrazowań, są elementami współcześnie konstruowanych ultrasonografów, dlatego też podstawowe problemy towarzyszące ich konstruowaniu i wykorzystaniu zostaną omówione poniżej.

6.3 Zobrazowania we współczesnych ultrasonografach.

Upowszechnienie badań ultrasonograficznych, które nastąpiło po przełamaniu obaw co do ich szkodliwości i po wykształceniu licznych grup lekarzy różnych specjalności, gotowych posługiwać się ultrasonografami jako zwykłymi narzędziami diagnostycznymi, spowodowało zainteresowanie licznych firm (w tym dwóch polskich) produkcją tych urządzeń i zaowocowało bogatą ofertą aparatury o różnych przeznaczeniach: od prostych, przenośnych czy weterynaryjnych, przez szczególne, np. z przeznaczeniem do diagnostyki rannych żołnierzy w warunkach pola walki, po bardzo zaawansowane technologicznie i uniwersalne – do zastosowań w bogatych klinikach. Istnieje bowiem również ogromna rozbieżność cen aparatów – od kilkudziesięciu do miliona dolarów za urządzenie z kilkoma różnymi głowicami, których cena stanowi zresztą znaczny procent ceny kompletu.

6.4 Aparatura standardowa.

Najbardziej powszechne, uniwersalne ultrasonografy średniej klasy są oferowane wraz z kilkunastoma (do wyboru) rodzajami głowic o różnych częstotliwościach pracy (od ok. 1MHz – dużych zasięgów - do kilkunastu MHz do badań wysokorozdzielczych, np. oftalmicznych) i różnej geometrii (liniowe, konweksowe – w tym dojamowe).

Zobrazowania, które obecnie można uważać za standardowe, to:

- typ (mode) B, dostosowany do rodzaju wybranej głowicy, z możliwością jednoczesnej

ekspozycji kilku obrazów i powiększaniem (lupą elektroniczną, zoomem);

- typ M, także równocześnie z B;
- dopplerowskie – wszystkie trzy rodzaje na tle zobrazowania typu B, także równocześnie, obok siebie.

Prócz samych zobrazowań cyfrowa organizacja ekspozycji umożliwia wykonywanie wielu pomiarów, np. kilku odległości, kątów, pola powierzchni i objętości (kilkoma sposobami), pomiarów urologicznych, położniczych, parametrów przepływów krwi, itp.

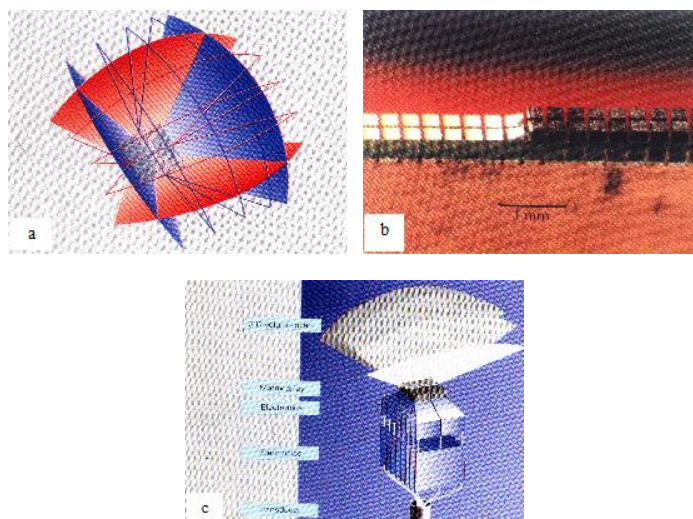
Na ekranach pokazywane są także istotne nastawy aparatury, w tym współczynniki określające bezpieczeństwo badań, dane identyfikacyjne pacjenta, data, czas, itp., także po to, by na wydruku ekranu, jako trwałym dokumencie, znalazł się komplet danych archiwizacyjnych.

Trendy rozwojowe współczesnej aparatury ultrasonograficznej to doskonalenie i rozszerzanie rozwiązań sprzętowych i programowych stosowanych w aparaturze standardowej oraz poszerzanie jednocześnie eksponowanej powierzchni skanowanego obszaru w zobrazowaniu dwuwymiarowym i wprowadzanie zobrazowań trójwymiarowych – nieruchomych i ruchomych.

Na pierwszy rzut oka różnica klas ultrasonografów przejawia się w odmiennej organizacji pulpitu operatora aparatu. Poszerzanie możliwości przetwarzania sygnałów i ekspozycji wyników, owocujące multiplikacją możliwych trybów pracy ultrasonografów, w powiązaniu z koniecznością zachowania ergonomiczności użytkowania aparatury przez lekarzy, oznacza bowiem konieczność minimalizacji sposobów wprowadzania nastaw, a w szczególności ograniczenia liczby przetłączników i manipulatorów na pulpitach aparatów. Konieczność posługiwania się uniwersalną klawiaturą komputerową jest ograniczana, z tych samych względów, do wpisywania danych pacjenta lub podobnych funkcji, gdy niezbędne są znaki alfanumeryczne.

Ogólnie trend upraszczania procedur obsługowych jest szczególnie rozwijany w dziedzinach, gdzie zaangażowanie operatora w obsługę aparatury musi być minimalne, np. w aparaturze militarnej lub obsługiwanej przez pilotów ale także przez lekarzy. Na pierwszy rzut oka aparatura taka wyróżnia się zatem tym, że posiada stosunkowo niewiele manipulatorów, ale prócz głównego ekranu z właściwymi zobrazowaniami, wyposażona jest w ekran pomocniczy, wyświetlający (często w formie możliwie prostych piktogramów) informacje o aktualnym statucie nastaw i wskazówki co do sposobu postępowania w razie chęci ich zmian. Łatwość sposobu operowania ultrasonografem jest w praktyce jednym z najważniejszych kryteriów oceny jakości aparatu.

Drugim praktycznym, prostym ale istotnym kryterium jest ergonomiczność posługiwania się głowicami, których konstrukcja, jak podkreślano, decyduje w istotnym stopniu o możliwościach optymalizacji obrazowań. O ergonomiczności decyduje oczywiście kształt rękojeści i waga głowicy, ale także średnica i elastyczność jej kabla połączeniowego. W głowicach wieloelementowych, zwłaszcza 1,5D i 2D, dwa ostatnie czynniki powodują konieczność realizacji wielu procesów wstępnego przetwarzania sygnałów już w samej głowicy tak, by przygotować dwustronnej formie transmisji do możliwości cienkiego i elastycznego kabla, a stoi to w opozycji do minimalizacji wagi i objętości głowic.



Rys. 26. Głowica dwuwymiarowa: a – zasada tworzenia skaningu 3D, b – konstrukcja modułu przetworników składającego się z dwóch linii po 64 elementy w każdej z nich, c – struktura głowicy (opracowanie Siemens Medical Systems, Inc., Ultrasound Group).

Zmusza to konstruktorów do opracowywania i stosowania wyspecjalizowanych, analogowo – cyfrowych układów mikroelektronicznych, na tyle niewielkich, by mieściły się w uchwycie głowicy. To z kolei wpływa na koszt głowic i stanowi istotną barierę mniejszych firm, nie mogących sobie pozwolić na zaangażowanie dostatecznych środków na opracowanie własnych konstrukcji rzeczywiście wieloelementowych głowic. Nawet potentaci pośród firm produkujących ultrasonografy starają się niekiedy minimalizować problem multiplikacji elementów głowic, np.

stosując, jak to wyżej wspomniano, zamiast pełnych konweksowych głowic dwuwymiarowych głowice 1,5D ze skanowaniem elektromechanicznym (wahadłowymi ruchami apertury 1,5D wewnątrz głowicy), zwłaszcza w głowicach dojamowych, którym należy minimalizować średnice.

Rozwój konstrukcji głowic, a co za tym idzie również możliwości zobrazowań, idzie także w kierunku opracowywania głowic o wyspecjalizowanym przeznaczeniu, np. miniaturyzowanych dla pediatrii, do laparoskopii, szczególnych kardiologicznych, itp. W związku z tym rodzina głowic oferowanych z ultrasonografami najwyższej klasy liczy często kilkadziesiąt sztuk, szczęśliwie bez obowiązku kupowania całego kompletu (wraz z towarzyszącym im dodatkowym sprzętem, oprogramowaniem i tomami instrukcji obsługi).

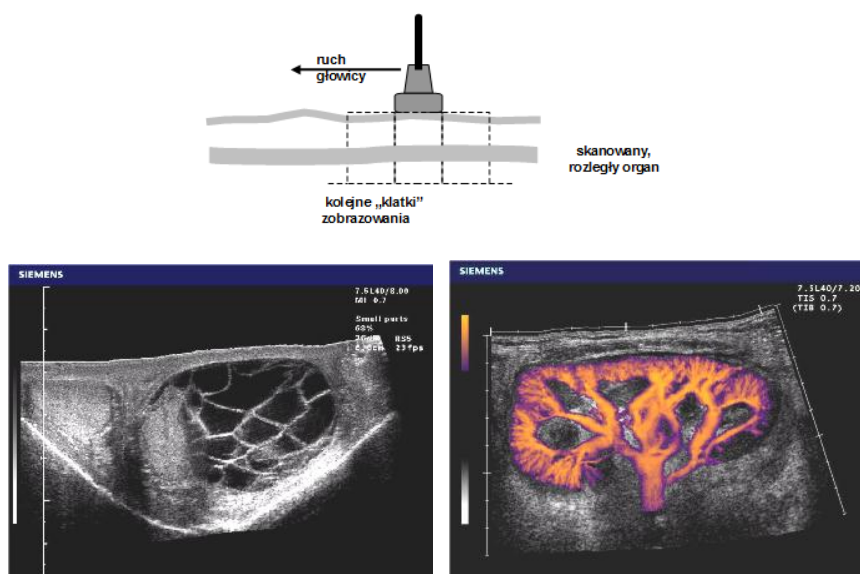
Również same ultrasonografy są z konieczności tak konstruowane i oprogramowywane, by ich najtańsza opcja podstawowa dała się uzupełniać, przez dołączanie nowych modułów, sprzętem i oprogramowaniem dodatkowym lub udoskonalonym - przynajmniej do pewnego stopnia i do czasu, gdy zostanie uznana za zastarzałą moralnie, co nie musi oznaczać zużycia technicznego.

Traktując bardziej szczegółowo tendencje rozwojowe konstrukcji ultrasonografów można wyróżnić kilka trendów.

Pierwszy, wspomniany już wcześniej, polega na opracowywaniu coraz to nowych opcji zastosowań specjalistycznych. Jako przykład można tu podać systematyczne podwyższanie częstotliwości sygnałów sondujących, możliwe dzięki stałemu wzrostowi szybkości procesorów, a niosące z sobą konieczność opracowywania nowych technologii (np. cienkowarstwowych) wytwarzania przetworników będących w stanie pracować na częstotliwościach rzędu kilkudziesięciu już megaherców. Uzyskuje się przez to proporcjonalny wzrost rozdzielczości aparatury, oczywiście kosztem możliwych zasięgów. Ograniczenie zasięgu nie przeszkadza jednak np. przy badaniach dermatologicznych.

Kolejny trend, spektakularny i bardzo dobrze przyjmowany przez użytkowników, to powiększanie widocznej na obrazowaniu powierzchni ultrasonogramu. Popularnie zobrazowanie takie nazywane jest „panoramą”. Np. firma Siemens zobrazowanie takie opatruje nazwą SieScape™ i Color SieScape™ a jego konstrukcja polega na zapamiętywaniu i składaniu w jeden obraz kolejnych „klatek” powstających przy ręcznym przesuwaniu typowej głowicy w kierunku linii jej przetworników (mniejszego wymiaru) wzdłuż interesującego organu. W rezultacie powstaje na ekranie, nieruchome wprawdzie, dwuwymiarowe zobrazowanie przekroju rozległych organów, np.

całego ścięgna, piersi, itp. Osiągnięcie takiego efektu byłoby stosunkowo łatwe, gdyby dysponować konkretnymi danymi o zmianach położenia głowicy (jej pozycjonowaniem), natomiast przy braku tych danych należy softwerowo rozpoznawać i składać kolejne, różne obrazy. Opracowanie takiego oprogramowania jest zatem bardzo trudne, zwłaszcza jeśli ma on działać w czasie rzeczywistym, a pozytywne efekty przy konstrukcji „panoram” są poważnym osiągnięciem.



Rys. 27. Zasada tworzenia i przykłady zobrazowań panoramicznych (Siemens SieScape™ Panoramic Imaging [12.1])

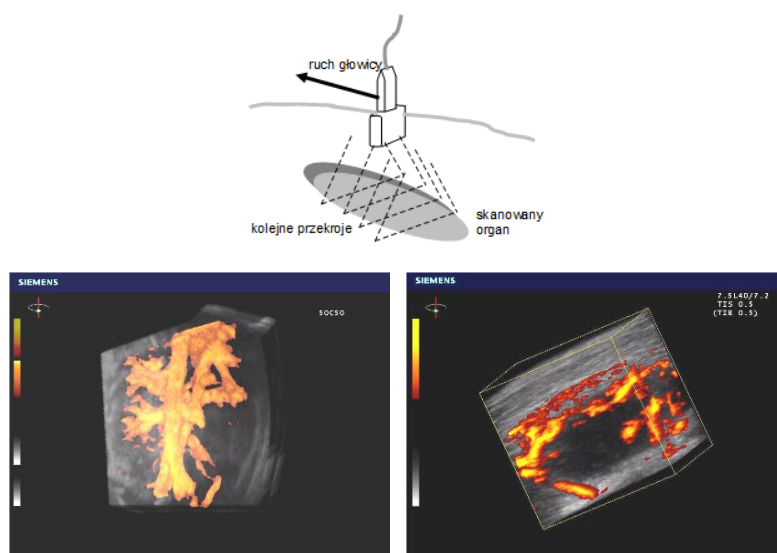
6.5 Zobrazowania trójwymiarowe.

Opracowanie sposobu konstruowania zobrazowań panoramicznych bez danych o pozycjonowaniu głowicy i powstających praktycznie w czasie rzeczywistym stanowi dobrą podstawę do wykonania oprogramowania umożliwiającego, również w czasie rzeczywistym, konstrukcję nieruchomych zobrazowań trójwymiarowych 3D.

Idea powstawania takiego zobrazowania jest podobna, jednakże powstaje ono ze składania przekrojów, czyli ruch głowicy powinien następować w kierunku prostopadłym do linii przetworników, jak to pokazano na rysunku poniżej. Na rys. 28 pokazano też przykłady takich zobrazowań opatrywanych przez firmę Siemens znakiem 3-Scape™ i 3D Express™, realizowanych

przez procesor Crescendo™.

Przy tworzeniu zobrażeń trójwymiarowych powstaje konieczność wprowadzenia opcji „surface”. Opcja ta polega na możliwości wyeliminowania obrazu ech powracających spoza pierwszego, silnego echa a więc pokazywaniu na zobrażowaniu tylko powierzchni organu. W ten sposób można uporządkować obraz 3D, złożony z licznych przekrojów, zawierający niekiedy, mówiąc otwarcie, zbyt wiele informacji, a przez to trudny do interpretacji. Można też uzyskać rzeczywiście spektakularne efekty – np. obraz twarzy płodu, z możliwością (choć ograniczoną) zmiany kąta widzenia.



Rys. 28. Idea tworzenia i przykład nieruchomego zobrażenia trójwymiarowego (Siemens 3-Scape™)

Przejście z syntezy poszczególnych przekrojów do uzyskania ruchomych obrazów trójwymiarowych można pokonać dwojako: bądź przez zastosowanie elektromechanicznego skaningu zespołu przetworników 1,5 D , czy kilku takich zespołów, wewnątrz obudowy głowicy, bądź wykonania głowicy dwuwymiarowej tak, jak to pokazano powyżej. Pozostaje jednak do pokonania problem czasu fizycznie niezbędnego do wykonania skaningu objętości tkanek, która ma podlegać zobrażowaniu.

Na podstawie wzorów w przykładzie przytoczonym przy omawianiu tworzenia

dwuwymiarowych obrazów ruchomych przy zasięgu 15cm zostało pokazane, że w sekundzie można przeskanować maksymalnie około 200 linii, z których każda zawiera 32 elementy (przetworniki). Jeśli odnieść to do zobrazowań trójwymiarowych i założyć, że do zobrazowania potrzebne są również 32 linie (liczba $N = 1024$), częstotliwość powtarzania obrazów F_0 , wynosi niecałe 5Hz. Zatem taka częstość powtarzania obrazów w rozdzielczości 32x32 elementy, przy założeniu, że obróbka elektroniczna jest realizowana naprawdę w czasie rzeczywistym, jest fizycznie możliwa bez szczególnych zabiegów, na przykład przy użyciu głowicy zawierającej matrycę elementów 1,5D, przemieszczaną wewnątrz głowicy elektromechanicznie.

Uzyskiwane w ten sposób obrazy można przy pewnej dozie dobrej woli nazywać ruchomymi, lecz ruchy są wyraźnie sekwencyjne, a synchronizacja ręcznego operowania położenia głowicy ze zobrazowaniami jest utrudniona. Niemniej takie zobrazowania są pierwszym krokiem w kierunku uzyskiwania ruchomych obrazów trójwymiarowych, zwanych zobrazowaniami 4D (z zaangażowaniem czasu) lub Live 3D, dla podkreślenia różnicy z techniką tworzenia zobrazowań nieruchomych 3D.

Ruchome obrazy trójwymiarowe, tworzone właśnie z prędkością czterech obrazów na sekundę z użyciem głowicy ze skanowaniem elektromechanicznym zaprezentowała i wdrożyła do swych ultrasonografów przed kilku laty firma Kretztechnik.

Zwiększanie liczby elementów w linii i liczby linii katastrofalnie wpływa na szybkość tworzenia zobrazowań. Lekarstwem wydaje się tu jedynie technika opracowana dla dalekosiężnych sonarów, zwana beamformingiem. Ta nazwa, choć bardzo ogólna, została zaanektowana dla jednoczesnego tworzenia wielu wiązek odbiorczych (w ultrasonografii – wielu linii ogniskowań) kosztem multiplikacji operacji opóźnień sygnałów.

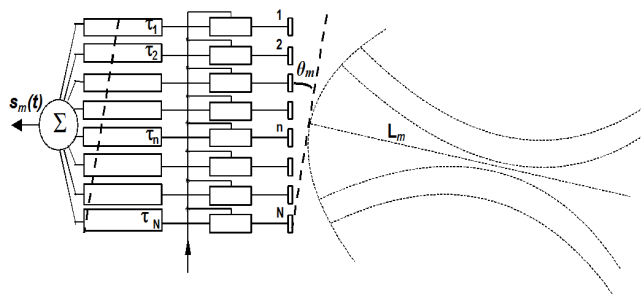
Najprościej tłumaczyć do każdego z elementów linii przetworników głowicy dwuwymiarowej dodaje się wiele linii opóźniających (realizowanych cyfrowo), z których sygnały trafiają do tylu węzłów sumujących, ile należy wytworzyć jednocześnie linii ogniskowań. Przez właściwe dobranie opóźnień w zespołach linii w każdym węźle występuje jednocześnie sygnał echa pochodzącego z innego kierunku. Uzyskuje się zatem równoczesne elektroniczne pochylenie linii na różnych kierunkach, przez co proporcjonalnie zmniejsza się liczba transmisji potrzebna do przeskanowania przekroju a zatem czas potrzebny do konstrukcji zobrazowania.

Idea beamformingu przedstawiona jest na rysunku poniżej, gdzie pokazano linię

przetworników z jednym zespołem linii opóźniających i jednym węzłem sumującym, realizującymi odbiór echa z kierunku ϑ_m linii L_m . Zaznaczony na rysunku dodatkowy zespół linii opóźniających sterowany z zewnątrz służy dynamicznemu ogniskowaniu. Zadaniem elektronicznych linii opóźniających o czasy τ_{en} jest kompensacja geometrycznych opóźnień sygnałów τ_{gn} , wynikających z konkretnego pochylenia ϑ_m frontu fali w stosunku do linii przetworników. Zależność opisująca sygnał $s_m(t)$ opuszczający w m -ty węzeł sumujący ma postać:

$$S_m(t) = \sum_{n=1}^N W_n S(t - \tau_{gn} - \tau_{enm})$$

gdzie N jest liczbą przetworników w linii a W_n to amplitudowy współczynnik wagowy (czułość przetwornika, ewentualnie skorygowana wzmocnieniem).



Rys. 29. Idea beamformingu (w węźle sumującym powstaje sygnał echa z linii ogniskowania L_m na kierunku ϑ_m).

Przedstawiona idea beamformingu jest w zasadzie identyczna z ideą elektronicznego pochylenia linii zogniskowania, wymaga jednak, jak podkreślano, multiplikacji (do liczby M) zespołów sterowanych linii opóźniających i węzłów sumujących. Z omówionych wcześniej względów konieczności minimalizacji gabarytów głowicy jest to poważny problem konstrukcyjny.

Szczegóły realizacji operacji beamformingu nie są oczywiście ujawniane, jednakże pewne informacje wskazujące na stosowanie tej techniki można znaleźć. Na stronie internetowej ultrasonografu Medison SonoAce 9900 pokazane są ruchome (choć powoli) obrazy a ultrasonograf nazwany jest pierwszym w świecie z wielowiązkowym zobrazowaniem 3D, co sugeruje zastosowanie beamformingu.

7 Podsumowanie.

Przedstawiony powyżej przegląd rozwoju techniki ultrasonograficznej ze szczególnym uwzględnieniem czynników warunkujących rozwój form zobrazowań wskazuje na ogromny postęp dokonany zwłaszcza w ostatnich latach, możliwy zwłaszcza dzięki osiągnięciom technologii komputerowej. Postęp ten nie rodzi się w jednym ośrodku – wykorzystywane są badania i opracowania wykonane także poza firmami produkcyjnymi, np. w ośrodkach uniwersyteckich. Koszty tego postępu maleją z powodu podobieństwa ultrasonografii, a zwłaszcza stosowanych w niej zobrazowań, do innych dziedzin, na przykład rentgenologii czy tomografii i dlatego opracowane systemy sprzętowe i ich oprogramowania mogą po oczywistych adaptacjach być wykorzystywane w szerszy sposób.

Konsekwencją konieczności dysponowania silnymi zespołami badawczymi i wytwórczymi oraz wspomnianych podobieństw są tendencje do rozmaitego rodzaju fuzji samodzielnych wcześniej firm (np. Kretztechnik – Medison – General Electric, Acuson – Siemens) i traktowanie ultrasonografii jako jednego z działów produkcji wśród sprzętu przeznaczonego dla różnych dziedzin medycznych

Konsekwencją rozbudowy najwyższej klasy ultrasonografów i ich możliwości, a więc i ceny, staje się natomiast wspomniana wcześniej, stosowana przez producentów zasada takiej ich konstrukcji, by było możliwe opcjonalne wyposażanie urządzeń, zgodnie z zapotrzebowaniem i możliwościami finansowymi użytkowników. Przykładowo - obecnie trwa widoczna kampania w celu przekonania lekarzy do stosowania (i zakupu) opcji zobrazowania trójwymiarowego, która to opcja, zwłaszcza w wersji ruchomych zobrazowań, jest z konieczności kosztowna a traktowana, jak każda nowość, jeszcze jako opcja poniekąd nadmiarowa.

Z drugiej strony przegląd oferowanej aparatury ultrasonograficznej pokazuje pewną stabilizację rozwiązań urządzeń średniej klasy z konsekwentną obniżką cen. Sprzęt prostszy staje się dostępny indywidualnych lekarzy czy weterynarzy, nie tylko ze względu na ceny, ale też ze względu na miniaturyzację i łatwość transportu.

Z roku na rok następuje też rozpowszechnienie ultradźwiękowych urządzeń terapeutycznych i pomocniczych. Ich popularyzacja wynika zarówno z opanowania masowego wytwarzania, a więc

potaniania, przetworników ultradźwiękowych, zwłaszcza niskoczęstotliwościowych typu SANDWICH jak też poszerzaniem dziedzin zastosowań (np. peeling ultradźwiękowy czy modne ostatnio usuwanie tkanki tłuszczowej ultradźwiękami), a także z oswojeniem się z wcześniej podejrzliwie traktowaną techniką ultradźwiękową.

Skutkiem tej tendencji jest rozszerzanie aplikacji tej techniki z ekskluzywnych placówek szpitalnych do prywatnych gabinetów leczniczych, zabiegowych aż po gabinety kosmetyczne i mieszkania prywatne (nawilżacze, aparaty masujące, szczoteczki do zębów).

Na stronach producentów i hurtowni sprzętu łatwo znaleźć opisy i fotografie aktualnie oferowanych urządzeń.

Bibliografia

1. **Śliwiński, A.** *"Ultradźwięki i ich zastosowania" - seria "Fizyka dla przemysłu"*. Warszawa : WNT, 1993.
2. **Nowicki, A.** *"Diagnostyka ultradźwiękowa - podstawy fizyczne ultrasonografii i metod dopplerowskich"*. Gdańsk : Wydawnictwo Medyczne AKMED, 2000.
3. **Palmer, P.E.S. (redakcja).** *"Diagnostyka ultrasonograficzna"*. Warszawa : Wydawnictwo Lekarskie PZWL, wydanie II, 2000.
4. **Kremer, H. i Dobrucki, W. (redakcja).** *"Diagnostyka ultradźwiękowa"*. Wrocław : Wydawnictwo Medyczne URBAN & PARTNER, 1996.
5. **Nowicki, A.** *"Podstawy ultrasonografii dopplerowskiej"*. Warszawa : Wydawnictwo Naukowe PWN, 1995.
6. **Knoch, H.-G. i K., Knauth.** *"Leczenie ultradźwiękami"*. PZWL : Warszawa, 1984.
7. **Śliwiński, A.** *"Ultradźwięki i ich zastosowanie" - wydanie, II zmienione*. Warszawa : WNT, 2001.
8. **Jagodziński, Z.** *"Przetworniki ultradźwiękowe"*. Warszawa : WKŁ, 1997.
9. **Żyszkowski, Z.** *"Podstawy elektroakustyki"*. Warszawa : WNT, 1966.
10. **Nałęcz, M. (redakcja).** *seria "Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna" tom 2 "Biopomiary"*. brak miejsca : Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT.
11. **Ryżko, S. i Ebert, J.** *"Wzmacniacze rezonansowe i generatory mocy wielkiej częstotliwości"*. Warszawa : WNT, 1968.
12. <http://www.siemensmedical.com> → products & systems → ultrasound, oraz inne strony – w przeglądarkach pod hasłem ‘medical ultrasound’