

# **ZOBRAZOWANIA W ULTRASONOGRAFII**

**Rozdział 12 w tomie 8 „Obrazowanie biomedyczne” serii „Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna 2000” pod red. Macieja Nałęcza Wydanej przez Akademicką Oficynę Wydawniczą EXIT w Warszawie, w 2003 roku.**

**dr inż. Lech Kilian**

**st. wykładowca  
w Katedrze Systemów Elektroniki Morskiej  
Wydziału Elektroniki, Telekomunikacji i Informatyki  
Politechniki Gdańskiej**

## **1. WPROWADZENIE**

Omówienie współcześnie stosowanych form obrazowań w ultrasonografii najprościej można ograniczyć do przedstawienia przykładów obrazowań 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 obrazowań przez lekarzy posługujących się ultrasonografami.

Interesujące wydaje się jednak szersze potraktowanie zagadnienia powstawania współczesnych, zaawansowanych form obrazowań w aspekcie technicznych i technologicznych możliwości ich opracowania i aplikacji w produkowanym sprzęcie. Dążenie do uzyskania obrazowań możliwie najlepszych, czyli zawierających możliwie najwięcej pożądanych informacji w najbardziej ergonomicznej, „przyjaznej” formie, jest bowiem warunkowane nie tylko konstrukcją ekranów – elementów na których obrazowania 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 i skłonni będą poświęcić dostateczne środki za proponowane udoskonalenia. 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 opracowania jest przedstawiony rozwój rozwiązań technicznych umożliwiających doskonalenie metod obrazowania aż do, omówionych najobszerniej, form najnowszych – obrazowań panoramicznych i trójwymiarowych. Przyjęto założenie, że czytelnikowi znane są „zewnętrzne”, użytkowe atrybuty obrazowań i że ultrasonografia nie jest mu zupełnie obcą dziedziną. Dlatego np. pominięto podstawowe ilustracje stosowanych klasycznych form obrazowań, które to ilustracje zresztą można znaleźć w prawie każdej publikacji książkowej dotyczącej ultrasonografii.

## 2. ISTOTNE PARAMETRY TECHNICZNE ZOBRAZOWAŃ

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 maksimum 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.

Pomijając prosty parametr – wymiary ekranu, jako pierwszy z nich można wymienić **rozdzielczość ekranu** – podawaną przez producenta w przypadku monitorów komputerowych – zależną od rozmiaru pojedynczego elementu (piksela) lub rozmiarów triady trzech podstawowych kolorów ekranu monitora ale też od możliwości sterowania (karty graficznej) monitora, a w przypadku lamp oscyloskopowych (obecnie już historycznym) - zależną od stosunku średnicy plamki do rozmiarów efektywnego pola obrazowania.

Drugi parametr to możliwa do uzyskania **dynamika obrazowań**. Tu sprawa jest bardziej złożona, bowiem parametr ten zależy od rodzaju (typu) obrazowania na ekranie. I tak – w przypadku obrazowań 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, a w mierze decybelowej 40dB. Na ekranach monitorów komputerowych efektywna dynamika wynosi kilkaset. Dynamikę rzędu 40dB można także uzyskać przy modulacji jaskrawości świecenia plamki obwiednią eksponowanego sygnału (obrazowania sektorowe, konweksowe, prostokątne – ogólnie dwu- lub więcej wymiarowe) i to zarówno w lampach oscyloskopowych jak też ekranach monitorów komputerowych. W porównaniu z potencjalną dynamiką organu wzroku (rzędu 140dB) technicznie osiągalna dynamika obrazowań jednobarwnych jest więc w zasadzie niewielka, aczkolwiek w praktyce wystarczająca. Większą dynamikę dają obrazowania barwne, jednakże w ultrasonografii barwne obrazowania są 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 odchyłania 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 - lampy kineskopowe

oraz płaskie ekrany ciekłokrystaliczne i plazmowe – mają z góry narzucony sposób tworzenia obrazów (czy półobrazów, jak to jest w telewizji) linii 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. Wymaga to dostatecznej szybkości tworzenia 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.

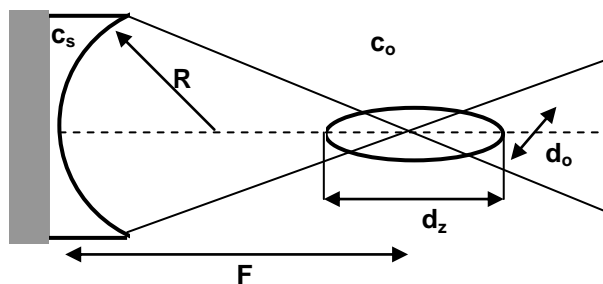
### 3. ROZWÓJ FORM ZOBRAZOWAŃ

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 w okresie zaawansowanej techniki komputerowej, operacje na sygnałach i sposoby organizacji ich obrazowania. Dlatego rozwój form zobrazowania w ultrasonografii zostanie także przedstawiony w dwóch etapach – przed i po wprowadzeniu do konstrukcji ultrasonografów zaawansowanych technologii komputerowych.

#### 3.1. 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. 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 zobrazowań.

Warto wspomnieć, bowiem rzadko zwraca się na to uwagę, że kształt ogniska soczewki akustycznej jest szczęśliwie korzystny dla zastosowań ultrasonograficznych, jest ono bowiem w przybliżeniu elipsoidą obrotową o dłuższej osi równoległej do kierunku promieniowania fali (rys. 1).



Rys.1. Kształt ogniska soczewki akustycznej.

Wypada wyjaśnić, że w optyce kształt ogniska jest taki sam, jednakże relacje między rozmiarami soczewek a długością przestrzenną fali są tak wielkie, że elipsa staje się punktem. Zaskakujący dla laika jest też fakt, że skupiające soczewki akustyczne są wklęsłe. Bierze się

to z odwrotnej niż w optyce relacji prędkości fal w ośrodku (w akustyce mniejsza) i w materiale soczewki (większa).

Dzięki elipsoidalnemu kształtowi ogniska uzyskuje się dobrą rozdzielczość poprzeczną zobrazowania (warunkowaną mniejszym, poprzecznym przekrojem elipsoidy) i jednocześnie dobrą rozdzielczość wgłębną, bowiem warunkowaną połową długości przestrzennej krótkiego impulsu sondującego, podczas gdy ostry obraz uzyskuje się z przestrzeni objętej wymiarem dłuższego, wgłębnego wymiaru elipsoidy – ogniska. Dla uzyskania jeszcze większej głębi ostrości stosowano kilka soczewek o różnych ogniskowych mechanicznie przemieszczanych przed kształtką w kolejnych cyklach transmisji ultrasonografu.

Do projektowania soczewek akustycznych, a także omówionych później elektronicznych, przydatne są wzory [4] (oznaczenia jak na rys. 1,  $c$  z indeksami to prędkość dźwięku w soczewce i ośrodku):

$$F = \frac{R}{1 - \frac{c_o}{c_s}} \quad (1)$$

$$d_o \cong 2,44 \frac{\lambda \cdot F}{R} \quad (2)$$

$$d_z \cong 1,22 \lambda \left( \frac{F}{R} \right)^2 \quad (3)$$

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 zobrazowania.

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 odchylaniem 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 silniczek zespołu przetwornik - soczewka w zadanym sektorze [4]. Stosowano także umieszczanie na wspólnej osi, obracanej silniczek w sposób znany układowi zobrazowania, trzech (sektor  $120^\circ$ ) lub czterech ( $90^\circ$ ) 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. Opisy i schematyczne rysunki głowic sektorowych z kilkoma przetwornikami zawierają prace [1],[2],[3],[4]. Stosowane były także rozwiązania z wykonującym wahadłowe ruchy w sektorze lustrem akustycznym, napędzanym silniczek w przekazywany do układu zobrazowania sposób [2].

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.

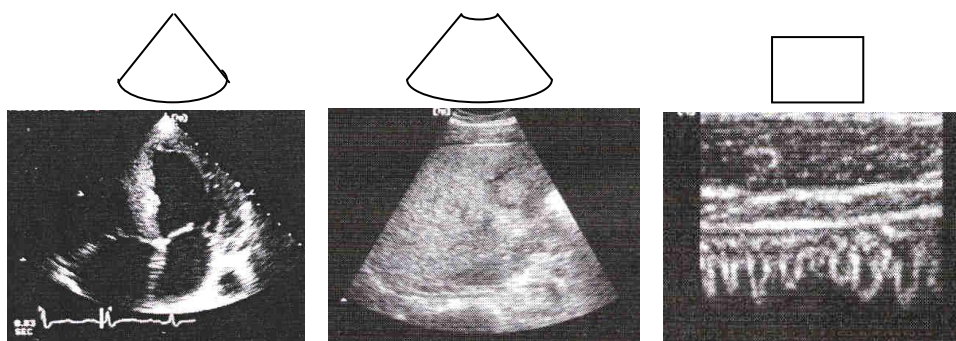
Odmianą głowicy sektorowej jest też po prostu głowica z wieloma kolejno przełączanymi elektronicznie zespołami przetwornik – soczewka umieszczonymi tak, że ich czoła stanowią fragment okręgu. Zobrazowanie z takiej głowicy różni się od sektorowego tym, że ma bardziej „wycięty” wierzchołek (zgodnie z kształtem 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 uży-

ciu głowicy liniowej zobrazowanie kartezjańskie z modulacją jasności plamki obwiednią echa formalnie nosi nazwę **zobrazowania typu B** (brightness – jasność plamki), chociaż przy zobrazowaniach sektorowych i konweksowych występuje ten sam sposób ukazywania chwilowych wartości amplitud echa, tak jak to pokazano na przykładach z rysunku 2.

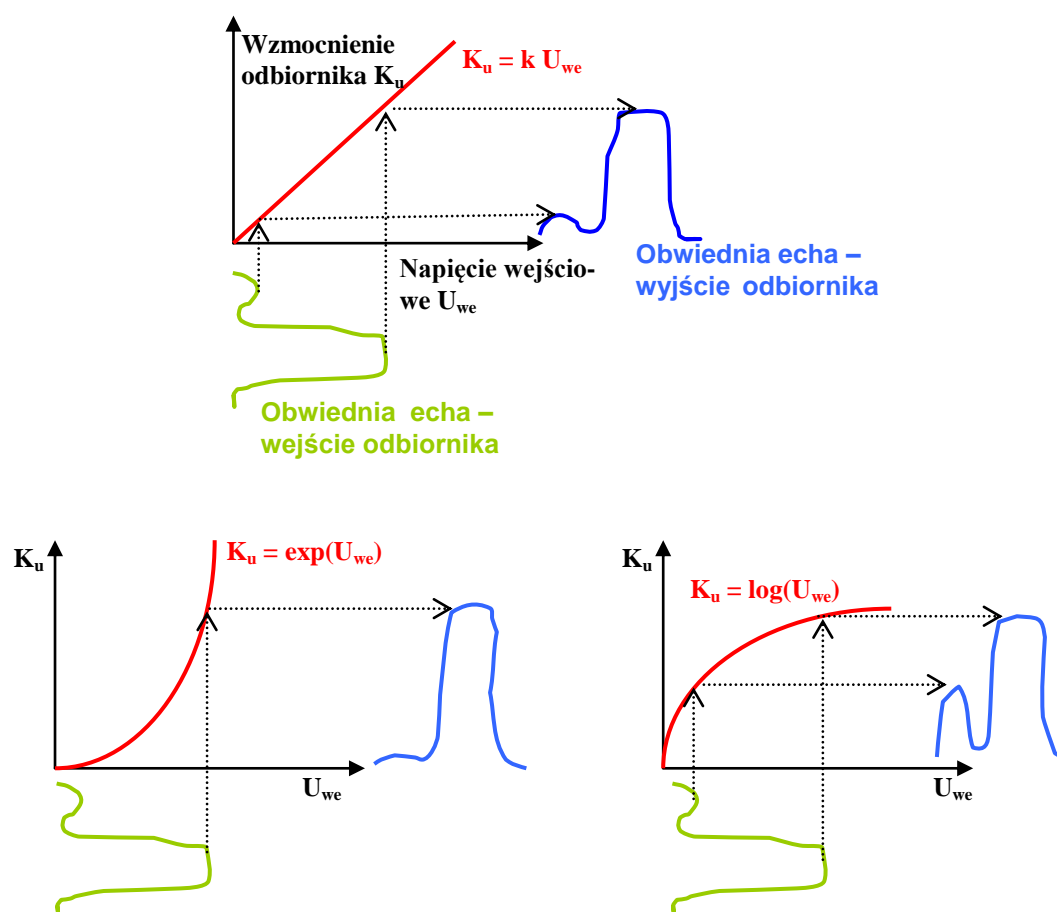


Rys. 2. Zobrazowania dla głowicy sektorowej, konweksowej i liniowej - zasada tworzenia i przykłady. W dolnej części zobrazowania sektorowego widać także linijkę zobrazowania typu A.

Omówione rodzaje głowic – sektorowa, konweksowa 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 konweksowej 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.

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 3 pokazana jest idea tych operacji.

Podnoszenie kontrastu zobrazowań jest też możliwe przez **różniczkowanie sygnału echa** (wtrącenie filtra 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 rysunku 4.



Rys.3. Idea operacji zwiększania i zmniejszania kontrastowości obrazowań sygnałów echa przez wprowadzenie eksponencjalnej lub logarytmicznej charakterystyki wzmocnienia odbiornika.



Rys.4. Idea poprawy kontrastu przez różniczkowanie obwiedni sygnału echa.

Przy omawianiu zasad konstrukcji obrazowań ultrasonograficznych należy podkreślać **ograniczenia fizyczne warunkujące tempo powstawania sygnałów echa**, stanowiących źródło obrazowań. Ograniczenia te, nie istniejące w optyce, biorą się z nieporównywalnie mniejszej prędkości propagacji fal akustycznych w miękkich tkankach [4], przekraczającą nieco prędkość propagacji fali w wodzie  $c$ , równą ok. 1500m/s.

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

$$\tau_l = 2 \frac{z}{c} \quad (4)$$

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

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  $F_O$  (liczba obrazów w sekundzie [Hz]) określa wzór:

$$F_O = \frac{1}{T_N} = \frac{c}{2Nz} \quad (5)$$

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 głowicą. Ze wzoru (5) można obliczyć liczbę elementów głowicy

$$N = \frac{c}{2zF_O} \quad (6)$$

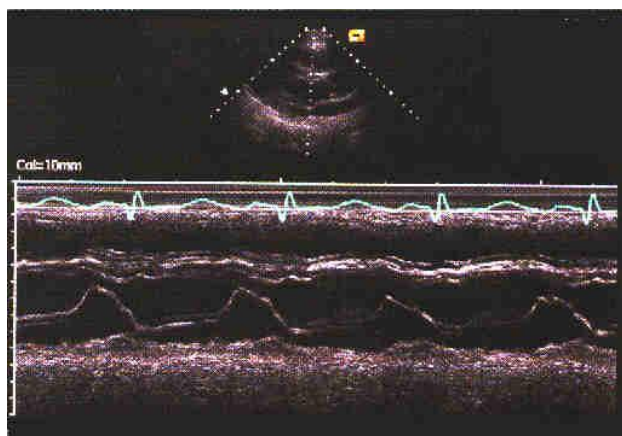
która może istnieć, aby przy założonym zasięgu i częstości powtarzania obrazów istniały fizyczne możliwości zobrazowań bez szczególnych zabiegów elektronicznych przyspieszających proces odbioru sygnałów echa. W omawianym przykładzie liczba ta wynosi 200 elementów. W rzeczywistości należy liczyć się z 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 rys. 5).





Rys.5. Przykład zobrazowania typu M na monitorze komputerowym (w górnej części ekranu zobrazowanie konweksowe).

W omawianym okresie technologii analogowych równolegle z klasyczną ultrasonografią następował rozwój ultrasonografii dopplerowskiej [5]. 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 [5].

### 3.2. 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 pochylenia 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.

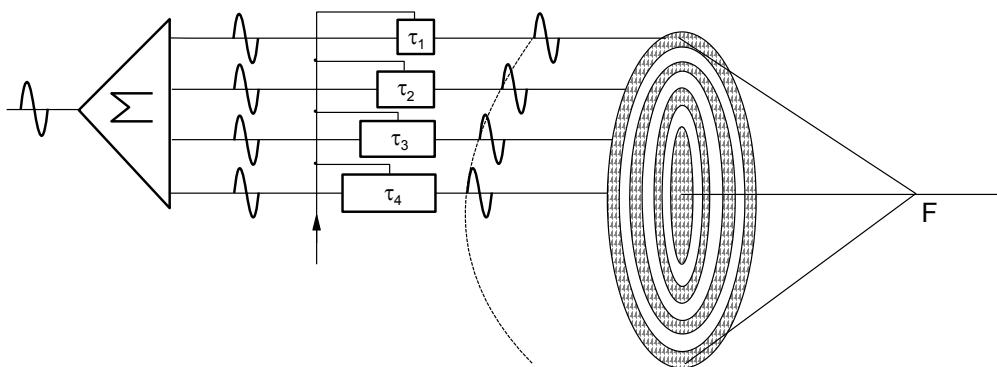
Równie ważną sprawą, warunkującą możliwość cyfrowych operacji na sygnałach echa i możliwość szczególnego formowania impulsów sondujących, było opracowanie dostatecznie szybkich i dysponujących odpowiednią dynamiką (co na ogół jest w opozycji) przetworników analogowo – cyfrowych i cyfrowo – analogowych.

Warunkiem przetworzenia sygnału echa na postać cyfrową jest spróbkowanie przynajmniej jego obwiedni. 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  $\mu$ 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 pochylenie 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 wprowadzić, w miejsce lampy oscyloskopowej, **zobrazowanie na monitorze komputerowym** (a w zasadzie telewizyjnym, jak było to w generacji komputerów SPECTRUM), 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 zobrazenia 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 przed kształtki przetwornika. 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 [5]. 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 (rys. 6).



Rys. 6. Głowica pierścieniowa z soczewką elektroniczną – odbiór sygnałów. Strzałką oznaczono symbolicznie wejście sterujące zmianami opóźnień w liniach dla uzyskania dynamicznego ogniskowania.

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

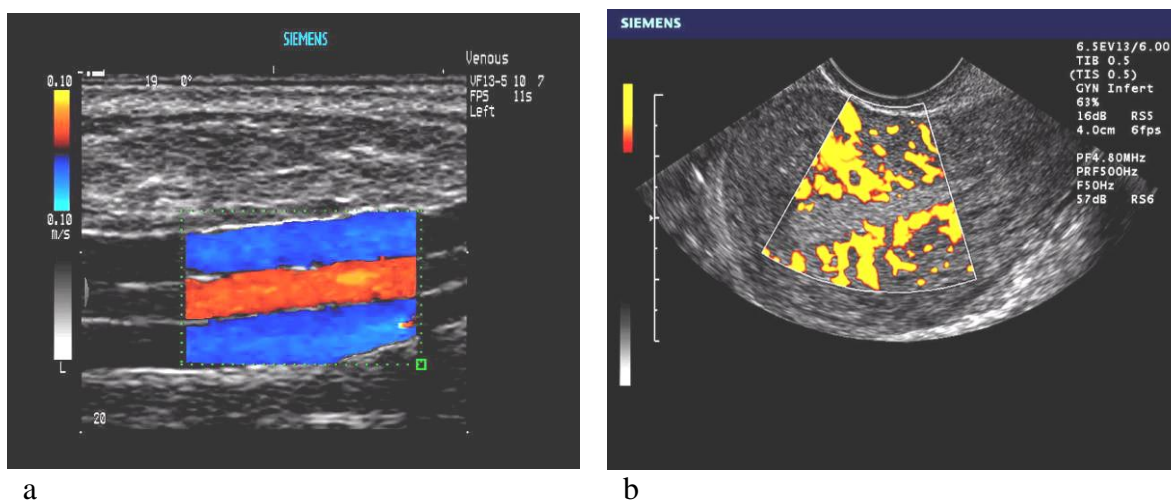
Dalszym krokiem było elektroniczne kształtowanie (**dynamiczne ogniskowanie**) w linii zogniskowania **wieloelementowej głowicy liniowej** oraz **pochylanie** tych **linii** przy zastosowaniu podobnej (lecz zmnożonej) techniki realizacji dynamicznie zmiennych opóźnień elektronicznych sygnałów według idei podobnej jak przy głowicy pierścieniowej (rys. 6) a szczegółowo opisanej np. w pracach [4] i [8].

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

Prócz wspomnianych możliwości przyspieszenia powstawania zobrazowań, **elektroniczne pochylenie osi głowicy ma decydujące znaczenie dla wygodnego zobrazowania 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 zobrazowania. 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**, zobrazowania 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 zobrazowania

dopplerowskie są możliwe obecnie w dwóch innych postaciach. Pierwsza z nich to tzw. **Doppler kolorowy** (CF mode), gdzie na obrazowaniu ukazywany jest na tle obrazowania naczynia typu B rozkład prędkości w postaci barwnej, także z wyróżnieniem kierunku przepływu. Pewną wadą tego precyzyjnego obrazowania 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 dopplerowskiego** zwaną sonoangiografią lub Power Doppler (PF), bez rozróżniania prędkości i kierunku przepływu krwi. Nazwa Power Doppler jest tu odpowiednia o tyle, że rozkład natężenia na ukazanej, określonej powierzchni oznacza w sumie moc sygnału. Problemy dotyczące trudnych pomiarów przepływów krwi, tłumienia ech stałych (filtracji TES) i tworzenia odpowiednich ekspozycji opisane są wyczerpująco w pracach [4] i [5].



a

b

Rys. 7. Przykłady obrazowań przepływów krwi  
a – ekspozycja prędkości i kierunku przepływu (Doppler kolorowy CF);  
b – ekspozycja rozkładu natężenia sygnału dopplerowskiego (Power Doppler PF)  
*Źródło: Siemens Medical Systems [10.1].*

Elektroniczne ogniskowanie należy oczywiście realizować w trzech wymiarach przestrzeni, tak, jak to w naturalny sposób zapewnia trójwymiarowa soczewka fizyczna. 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 obrazowaniu 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 tzw. ogniskowanie strefowe. Jego mechanizm jest opisany np. w pracy [4].

Od pomysłu na głowicę 1,5D tylko krok do pomysłu skonstruowania pełnej **głowicy 2D** – dwuwymiarowej, prawdziwie wieloelementowej, np.  $64 \times 64 = 4096$  (!), umożliwiającej uzyskanie obrazowań 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 w następnym rozdziale.

## **4. 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.

### **4.1. 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 [4], [8], dane identyfikacyjne pacjenta, data, czas, itp., także po to, by na wydruku ekranu, jako trwałym dokumencie, znalazł się komplet danych archiwizacyjnych.

W licznych publikacjach traktujących o ultrasonografii, np. w pracach [1], [2], [3], przeznaczonych dla lekarzy różnych specjalności, pokazane są przykładowe zobrazowania pochodzące z różnych typów ultrasonografów, które obecnie można zaliczyć do klasy standardowej. Zgodnie ze stwierdzeniem zawartym we wstępie można zatem uznać, że nie warto w tym miejscu zamieszczać kolejnych przykładów takich zobrazowań, a raczej szerzej przedyskutować możliwości, jakie stwarzają nowe ultrasonografy klasy najwyższej.

### **4.2. Współczesne ultrasonografy najwyższej klasy**

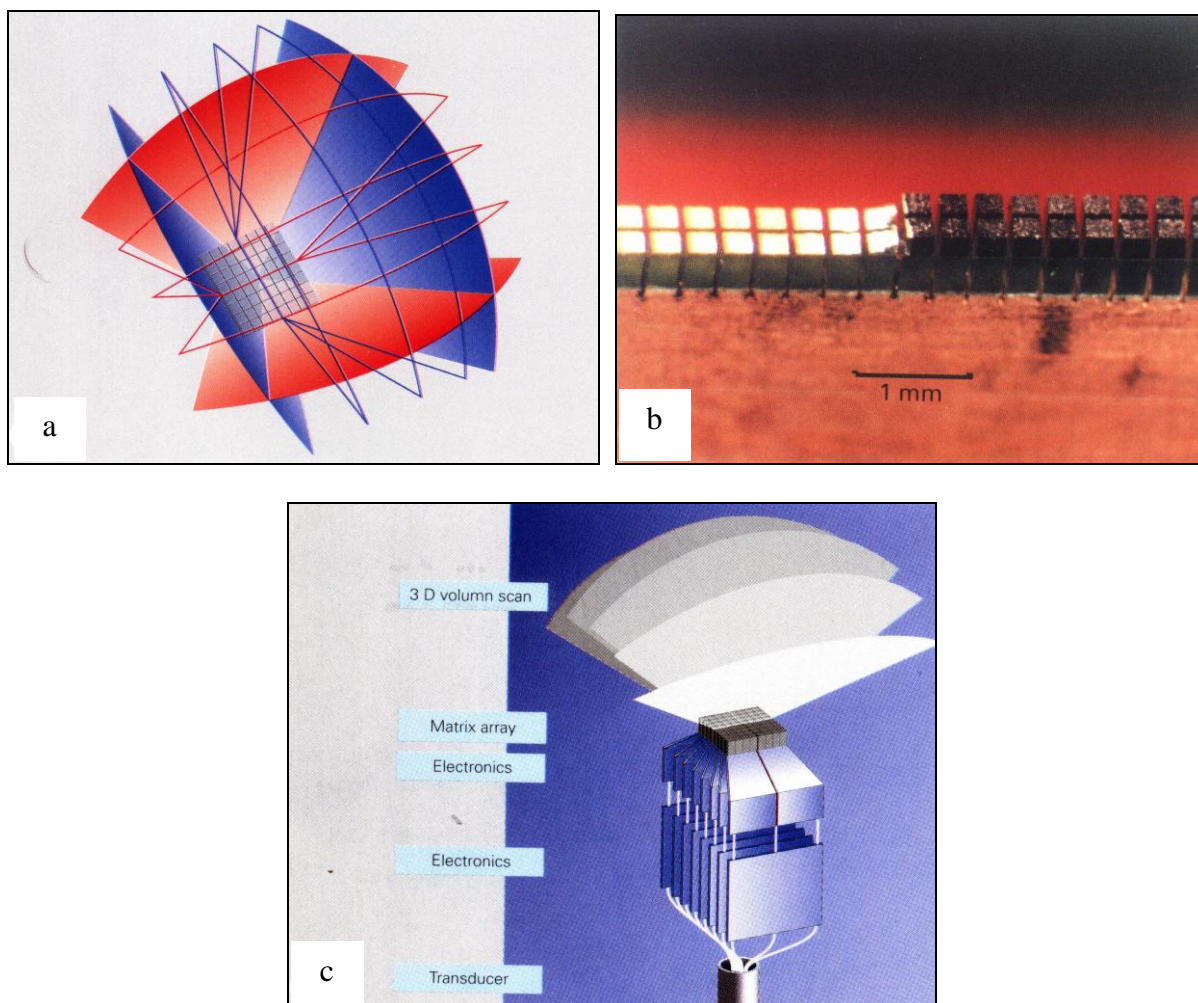
Trendy rozwojowe współczesnej aparatury ultrasonograficznej to doskonalenie i rozszerzanie rozwiązań sprzętowych i programowych stosowanych w aparaturze standardowej oraz poszerzanie jednocześnie ekspozowanej powierzchni skanowanego obszaru w zobrazowaniu dwuwymiarowym i wprowadzanie zobrazowań trójwymiarowych – 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 przełączników i manipulatorów na pulpitych 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 zobrazowań. 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 formę transmisji do możliwości cienkiego i elastycznego kabla, a stoi to w opozycji do minimalizacji wagi i objętości głowic. 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.

Jako przykład struktury współcześnie opracowanej głowicy dwuwymiarowej można pokazać opracowanie firmy Siemens (rys. 8).





Rys.8. 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).

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 zestarzałą moralnie, co nie musi oznaczać zużycia technicznego.

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

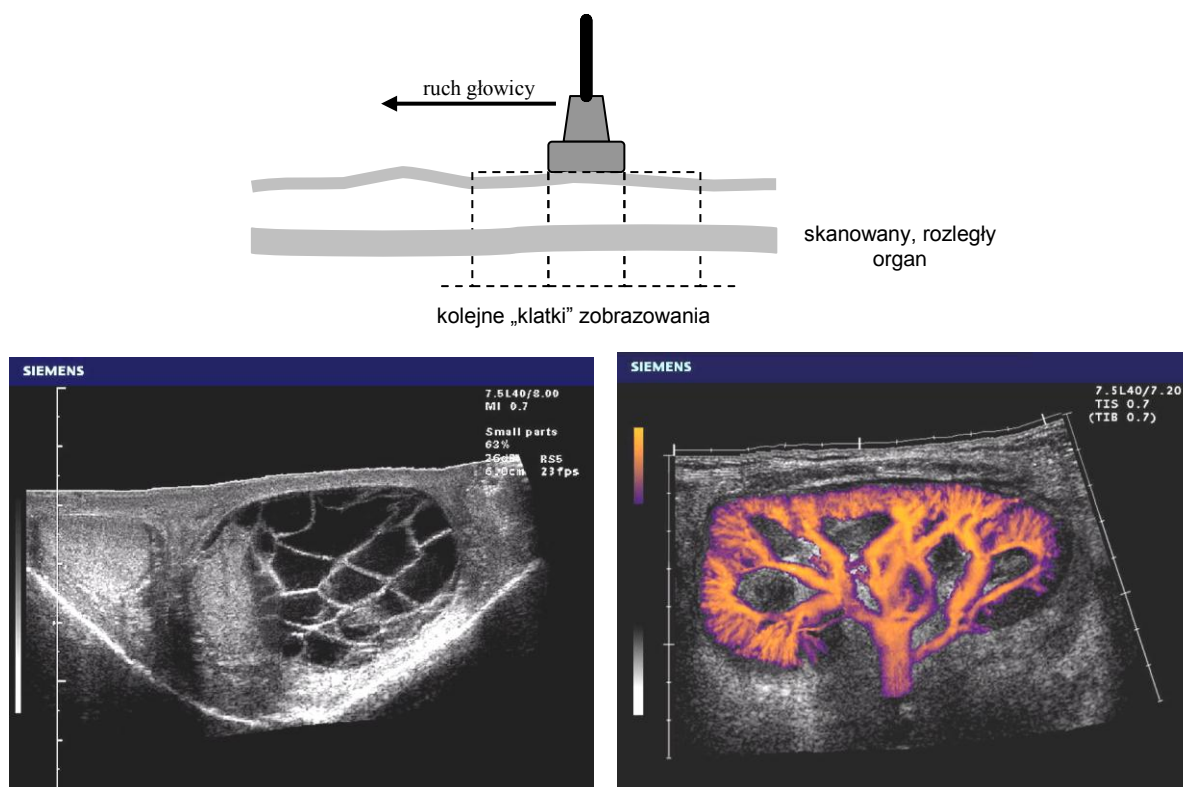
Pierwszy, wspomniany już wcześniej, polega na opracowywaniu coraz to nowych opcji zastosowań specjalistycznych. Jako przykład można tu podać systematyczne podwyższanie częstotliwości sygnałów sondujących, możliwe dzięki stałemu wzrostowi szybkości procesorów, a niosące z sobą konieczność opracowywania 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.

Drugi trend to dążenie do poprawy jakości zobrazowań we wcześniej opanowanych dziedzinach zastosowań. Jako przykład działań można tu wskazać coraz szersze wykorzystanie do konstrukcji zobrazowań częstotliwości harmonicznych sygnałów sondujących, co daje podobne korzyści jak podwyższanie samej częstotliwości podstawowej. Innym przykładem mogą być zabiegi, głównie softwerowe, wpływające na jakość samych obrazów, np. podwyższające kontrast w szczególnych okolicznościach, choćby przy badaniu stanu ścianek naczyń krwionośnych. Tu przykładem może być program Siemens'a Photopic<sup>TM</sup> angażujący m. in. podbarwienie zobrazowań jako czynnik poprawiający kontrast. O takie innowacje starają się wszyscy wytwórcy, jest więc ich wiele, opatrzonych często własnymi nazwami traktowanymi jako znaki towarowe, ze skąpymi, tylko niezbędnymi informacjami co do idei działania. Przykładem publikacji w takich sprawach może być praca [6], w której podana jest idea i efekty stosowania szerokopasmowej obróbki sygnałów harmonicznych z dodatkowym zabiegiem sumowania sygnałów z dwóch kolejnych transmisji, w których na przemian emitowane są sygnały sondujące wzajemnie w przeciwnych kierunkach.

Kolejny trend, spektakularny i bardzo dobrze przyjmowany przez użytkowników, to powiększanie widocznej na zobrazowaniu powierzchni ultrasonogramu. Popularnie zobrazowanie takie nazywane jest „panoramą”. Firma Siemens zobrazowanie takie opatruje nazwą SieScape<sup>TM</sup> i Color SieScape<sup>TM</sup> 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. Zasadę tworzenia i przykłady zobrazowań **panoramicznych** przedstawiono na rys. 9.

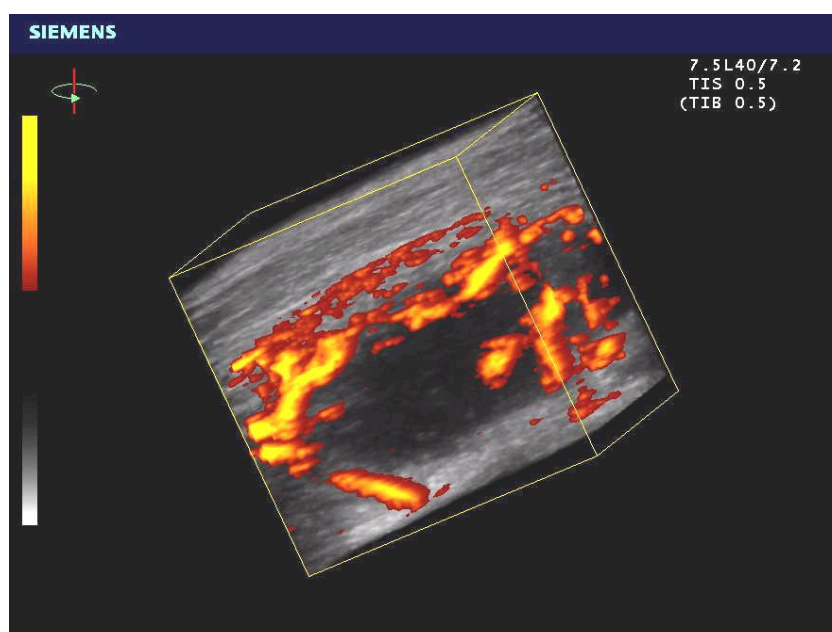
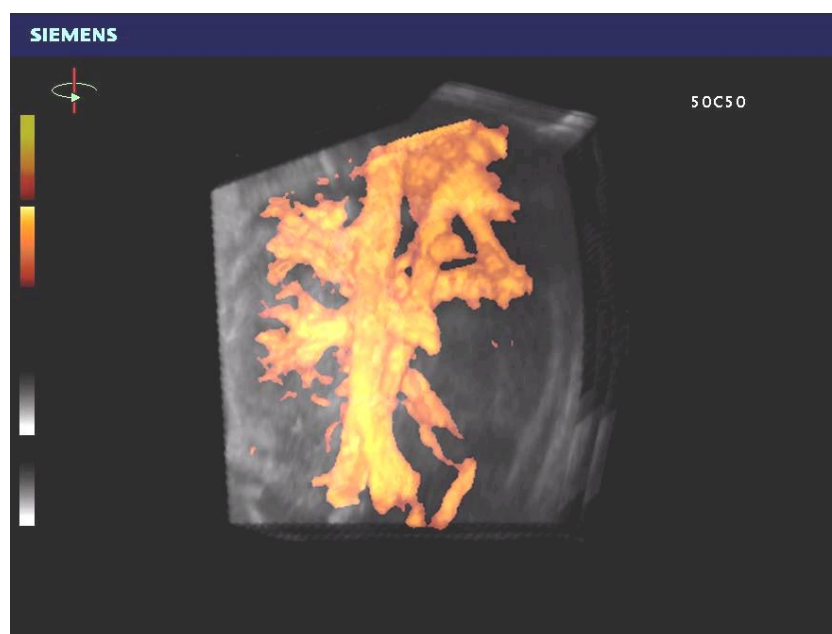
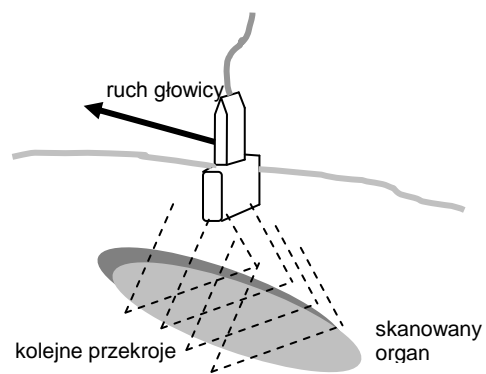




Rys. 9. Zasada tworzenia i przykłady zobrazowań panoramicznych (Siemens SieScape<sup>TM</sup> Panoramic Imaging [10.1]).

#### 4.3. 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 rys. 10. Na rysunku pokazano też przykłady takich zobrazowań opatrywanych przez firmę Siemens znakiem 3-Scape<sup>TM</sup> i 3D Express<sup>TM</sup>, realizowanych przez procesor Crescendo<sup>TM</sup>.



Rys. 10. Idea tworzenia i przykład nieruchomego zobrazowania trójwymiarowego (Siemens 3-Scape<sup>TM</sup> [10.1]).

Przy tworzeniu zobrazowań trójwymiarowych powstaje konieczność wprowadzenia **opcji „surface”**. Opcja ta polega na możliwości wyeliminowania obrazu ech powracających spoza pierwszego, silnego echa a więc pokazywaniu na zobrazowaniu 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.

Przejsie 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 na rys. 8. Pozostaje jednak do pokonania problem czasu fizycznie niezbędnego do wykonania skaningu objętości tkanek, która ma podlegać zobrazowaniu.

Na podstawie wzorów (4), (5) i (6), 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  $F_0$ , zgodnie ze wzorem (5) 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 katastroficznie wpływa na szybkość tworzenia zobrazowań. Lekarstwem wydaje się tu jedynie technika opracowana dla dalekośiężnych sonarów, zwana **beamformingiem**. Ta nazwa, choć bardzo ogólna, została zaanektowana dla jednoczesnego tworzenia wielu wiązek odbiorczych (w ultrasonografii – **wielu linii zogniskowań**) kosztem multiplikacji operacji opóźnień sygnałów.

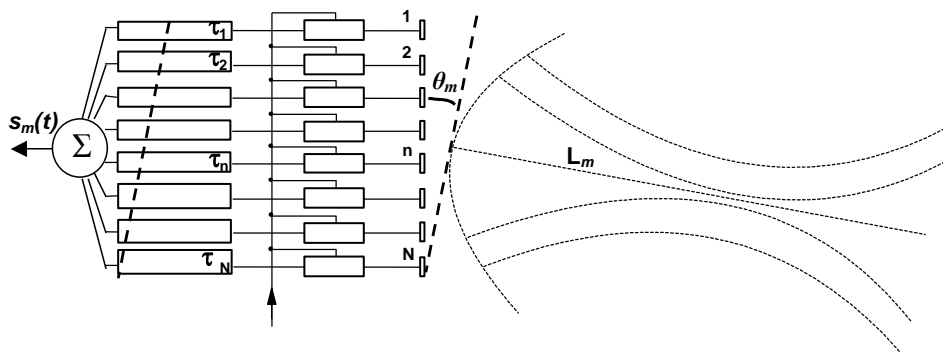
Najprościej tłumaczyć do każdego z elementów linii przetworników głowicy dwuwymiarowej dodaje się **wiele linii opóźniających** (realizowanych cyfrowo), z których sygnały trafiają do tylu węzłów sumujących, ile należy wytworzyć jednocześnie linii zogniskowań. Przez właściwe dobranie opóźnień w zespołach linii w każdym węźle występuje jednocześnie sygnał echa pochodzącego z innego kierunku. Uzyskuje się zatem **równoczesne** elektroniczne pochylanie 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 11, gdzie pokazano linię przetworników z jednym zespołem linii opóźniających i jednym węzłem sumującym, realizującymi odbiór echa z kierunku  $\theta_m$  linii  $L_m$ . Zaznaczony na rysunku dodatkowy zespół linii opóźniających sterowany z zewnątrz służy dynamicznemu ogniskowaniu. Zadaniem elektronicznych linii opóźniających o czasy  $\tau_{en}$  jest kompensacja geometrycznych opóźnień sygnałów  $\tau_{gn}$ , wy-

nikających z konkretnego pochylenia  $\theta_m$  frontu fali w stosunku do linii przetworników. Zależność opisująca sygnał  $s_m(t)$  opuszczający w  $m$ -ty węzeł sumujący ma postać:

$$s_m(t) = \sum_{n=1}^N W_n s(t - \tau_{gn} - \tau_{enm}) \quad (7)$$

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



Rys.11. Idea beamformingu (w węźle sumującym powstaje sygnał echa z linii ogniskowania  $L_m$  na kierunku  $\theta_m$ ).

Przedstawiona idea beamformingu jest w zasadzie identyczna z ideą elektronicznego pochylenia linii ogniskowania [4], [8], 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 choćby w pracy [9]. Na stronie internetowej [10.3] ultrasonografu Medison SonoAce 9900 pokazane są ruchome (choć powoli) obrazy a ultrasonograf nazwany jest pierwszym w świecie z wielowiązkowym zobrazeniem 3D, co sugeruje zastosowanie beamformingu.

## 5. PODSUMOWANIE

Przedstawiony powyżej przegląd rozwoju techniki ultrasonograficznej ze szczególnym uwzględnieniem czynników warunkujących rozwój form zobrażeń 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 zobrażeń, 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 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 kampa-

nia 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.

W zakończeniu pragnę podziękować Panu doktorowi Bartłomiejowi Siudkowi z gdańskiego Szpitala Wojewódzkiego za cenne konsultacje oraz Paniom Danieli Grych i Grażynie Jurkiewicz z polskiego przedstawicielstwa Siemens Medical Solutions za udostępnienie wykorzystanych firmowych materiałów.

## 6. BIBLIOGRAFIA

1. Kremer H., Dobrinski W. (redakcja) „Diagnostyka ultradźwiękowa”, Wydawnictwo Medyczne URBAN & PARTNER, Wrocław 1996.
2. Palmer P.E.S. (redakcja) „Diagnostyka ultrasonograficzna”, Wydawnictwo Lekarskie PZWL, wydanie II, Warszawa 2000.
3. Nałęcz M. (redakcja) seria „Biocybernetyka i inżynieria biomedyczna” tom 2 „Biopomiary”, Akademicka Oficyna Wydawnicza EXIT.
4. Nowicki A. „Diagnostyka ultradźwiękowa – podstawy fizyczne ultrasonografii i metod dopplerowskich”, Wydawnictwo medyczne AKMED, Gdańsk 2000.
5. Nowicki A. „Podstawy ultrasonografii dopplerowskiej”, Wydawnictwo Naukowe PWN, Warszawa 1995.
6. Nowicki A. „Ultradźwięki w medycynie – wprowadzenie do współczesnej ultrasonografii”, Wydawnictwo IPPT PAN Warszawa 2010.
7. Iniewski K. „Medical Imaging”, Wiley@Sons 2009.
8. Haerten R, Lowery C., Becker G., Gebel M., Rosenthal S., Sauerbrei E. „Ensemble<sup>TM</sup> Tissue Harmonic Imaging – The Technology and Clinical Utility“, *electromedica* 67 (1999) nr 1, str. 50 – 56.
9. Shields L.E., Lowery C., Deforge C., Gustafson D. “Technology and Early Clinical Experience with Real Time 3D Ultrasound”, *electromedica* 66 (1998) nr 2, str. 84 – 88.
10. Kilian L. „Ultradźwięki w medycynie”, strona internetowa programu edukacyjnego <http://medtech.eti.pg.gda.pl/pakiet9/pakiet9.html>.
11. Woo J. „A short History of the development of 3-D Ultrasound in Obsterics and Gynecology”, strona internetowa <http://www.ob-ultrasound.net/history-3D.html>.
12. Strony internetowe producentów ultrasonografów, np.:
  - 10.1. <http://www.siemensmedical.com> → products & systems → ultrasound,
  - 10.2. <http://www.hitachiultrasound.com/index.html>,
  - 10.3. <http://www.medison.co.jp/index.htm>,
  - 10.4. <http://www.gemedicalsystems.com/rad/us/index.html>,
  - 10.5. <http://www.echoson.com.pl>,
  - 10.6. <http://www.oktus.com.pl>,oraz inne strony – w przeglądarkach pod hasłem ‘medical ultrasound’