

INSTYTUT TELEKOMUNIKACJI I AKUSTYKI
POLITECHNIKI WROCŁAWSKIEJ
Raport I-28/PRE-032/2000

mgr inż. Felicja Fink-Lwow

Rozprawa doktorska

**Ortogonalna parametryzacja losowych sygnałów impulsowych
jako podstawa do oceny narażeń akustycznych w sporcie
strzeleckim**

Promotor:

Dr hab.inż. Jan Zarzycki, prof. nadzw.

WROCŁAW 2000

Biblioteka Główna i OINT
Politechniki Wrocławskiej



001807936



306040L/A

294/D/01

Spis treści

1	Wstęp	5
1.1	Geneza pracy: Problem narażenia na hałas impulsowy w sporcie strzeleckim	5
1.2	Przegląd literatury	6
1.2.1	Traumatyzujące działanie hałasu ze szczególnym uwzględnieniem hałasu impulsowego	6
1.2.2	Hałas impulsowy w aspekcie obiektywnych metod oceny.	12
2	Teza, cel i układ pracy	15
2.1	Teza pracy	15
2.2	Cel pracy	15
2.3	Układ pracy	17
3	Problem obiektywnej oceny akustycznych sygnałów impulsowych występujących w sporcie strzeleckim	19
3.1	Wprowadzenie	19
3.2	Postawienie problemu i idea jego rozwiązania	23
4	Ortogonalna adaptacyjna parametryzacja Schura losowych niestacjonarnych sygnałów impulsowych	29
4.1	Klasyfikacja sygnałów niestacjonarnych	30
4.2	Parametryzacja Schura p -stacjonarnych sygnałów losowych 2-go rzędu	34
4.2.1	Przestrzenie sygnałów losowych z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym	35
4.2.2	Izomorfizm przestrzeni zmiennych losowych i wektorów współczynników	41
4.2.3	Algorytm częściowej ortogonalizacji bazy naturalnej	45
4.2.4	Ortogonalizacja względem uporządkowania w <i>przód</i>	45
4.2.5	Ortogonalizacja względem uporządkowania w <i>tył</i>	47
4.2.6	Elementarny krok ortogonalizacji	49

4.2.7	Ortogonalizacja bazy naturalnej podprzestrzeni V_0	50
4.2.8	Rekurencyjna ortogonalizacja bazy naturalnej przestrzeni V z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym	52
4.2.9	Szybkie algorytmy parametryzacji Schura sygnałów p -stacjonarnych	55
4.3	Algorytmy adaptacyjnej parametryzacji Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych	62
4.3.1	Notacja	62
4.3.2	p -stacjonarne szeregi czasowe	64
4.3.3	Algorytmy parametryzacji Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych	67
4.4	Adaptacyjne uaktualnianie w czasie współczynników Schura szeregów czasowych	69
4.5	Ortogonalne rozwinięcie estymatora dla szeregów czasowych	74
4.6	Estymacja zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy szeregów czasowych	75
4.7	Implementacja adaptacyjnych algorytmów parametryzacji Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych	76
5	Ortogonalna parametryzacja Schura losowych sygnałów impulsowych występujących w sporcie strzeleckim	79
5.1	Akwizycja sygnałów	79
5.1.1	Środowisko akwizycji-strzelnica COSS WKS Śląsk	79
5.1.2	Wybór konkurencji sportowych	80
5.1.3	Metoda akwizycji sygnałów	82
5.2	Wyniki ortogonalnej parametryzacji Schura zarejestrowanych sygnałów	82
5.2.1	Dobór parametrów algorytmów parametryzacji	82
5.2.2	Wyniki parametryzacji akustycznych sygnałów impulsowych	83
	Przebiegi czasowe sygnałów	83
	Przebiegi zmiennych w czasie współczynników Schura	84
	Przebiegi zmiennej w czasie mocy chwilowej	84
	Przebiegi zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy	84
5.3	Wnioski wpływające z przeprowadzonych badań sygnałów rzeczywistych	115
5.3.1	Interpretacja zmiennych w czasie współczynników Schura	115
5.3.2	Wskaźniki obiektywnej oceny sygnałów impulsowych oparte na parametryzacji Schura	118
	Struktura czasowa impulsowych sygnałów akustycznych	118

Struktura czasowo-częstotliwościowa impulsowych sygnałów akustycznych	119
Przebiegi mocy chwilowej impulsowych sygnałów akustycznych	119
6 Ocena narażenia na hałas impulsowy w sporcie strzeleckim w aspekcie fizjologii narządu słuchu	121
7 Podsumowanie	129
Literatura	131

Rozdział 1

Wstęp

1.1 Geneza pracy: Problem narażenia na hałas impulsowy w sporcie strzeleckim

Badania epidemiologiczne dotyczące struktury schorzeń wynikających ze specyfiki środowiska fizycznego w warunkach pracy wskazują najczęściej na występowanie uszkodzeń narządu słuchu, będących skutkiem ekspozycji na hałas przemysłowy, co stanowi ponad 25% wśród 21 jednostek uznawanych za choroby zawodowe. Polska nie jest w tym przypadku krajem odosobnionym, albowiem problem ten w równym stopniu dotyczy krajów wysoce uprzemysłowionych co rozwijających się [49, 64, 78, 137, 155]. Ocena skutków narażenia na działanie hałasu, wskazuje na szczególną ototraumatyczność zjawisk impulsowych.

W literaturze przedmiotu podnoszony jest fakt upośledzenia czynności narządu słuchu nawet po jednokrotnym narażeniu na akustyczny sygnał impulsowy [12, 44, 51, 77, 83, 150, 183]. Ubytki słuchu będące konsekwencją ekspozycji na hałas impulsowy rozwijają się w krótszym czasie, niż wynikające z narażenia na adekwatne energetycznie sygnały akustyczne o charakterze ciągłym, a dynamika i rozległość zmian w części odbiorczej narządu słuchu są determinowane parametrami specyficznymi dla rodzaju impulsu. Ekspozycja na akustyczne sygnały impulsowe nie wiąże się wyłącznie z warunkami pracy w przemyśle, lecz dotyka również sfery wypoczynku czy działalności sportowej. Źródłem sygnałów impulsowych może być zarówno sprzęt sportowy, muzyczny lub nawet nowoczesne zabawki [5, 7]. Na działanie hałasu impulsowego narażeni są także zawodowi wojskowi, odbywający zasadniczą służbę wojskową, myśliwi, lecz szczególnie grupę stanowią osoby związane ze sportem strzeleckim, ze względu na niespotykaną w innych sferach działalności, liczbę impulsów docierających do narządu słuchu w trakcie treningów czy zawodów, o wysokich poziomach natężeń, szerokim widmie, zmieniającej się częstości repetycji impulsów czy wresz-

cie zróżnicowanym rozkładzie impulsów w czasie. Swoistą reakcją organizmu na wpływ tak specyficznego środowiska akustycznego jest upośledzenie czynności narządu słuchu. Wyniki badań stanu słuchu zawodników strzelectwa sportowego, potwierdzają szczególną ototraumatyczność środowiska akustycznego w sporcie strzeleckim [75, 88, 94, 95, 96, 101, 103, 102, 135]. Próby wyjaśnienia mechanizmów traumatyzującego działania akustycznych sygnałów impulsowych z punktu widzenia fizjologii narządu słuchu, oparte na stosowanych dotąd metodach oceny narażenia na hałas impulsowy są niewystarczające, zwłaszcza ze względu na brak metod oceny struktury czasowo-częstotliwościowej sygnałów impulsowych [102, 105, 122, 123]. Zatem jako przesłanki genezy pracy przyjąć można:

1. szczególną ototraumatyczność hałasu impulsowego w sporcie strzeleckim,
2. niedostatki dotychczas stosowanych metod obiektywnej oceny losowych sygnałów impulsowych,
3. brak jednoznacznych, uniwersalnych i obiektywnych kryteriów oceny narażenia na hałas impulsowy w aspekcie fizjologii narządu słuchu, ze szczególnym uwzględnieniem specyfiki sportu strzeleckiego.

1.2 Przegląd literatury

1.2.1 Traumatyzujące działanie hałasu ze szczególnym uwzględnieniem hałasu impulsowego

Wieloletnie obserwacje skutków oddziaływania hałasu potwierdzają niekorzystny, swoisty wpływ tego czynnika środowiskowego, wynikający z przeciążenia struktur anatomicznych narządu słuchu, a prowadzący w konsekwencji do upośledzenia jego czynności [7, 10, 14, 34, 35, 36, 38, 40, 49, 54, 58, 112, 115, 150, 154, 159, 170, 175]. Jednocześnie obserwowane są także niespecyficzne pozasłuchowe zaburzenia ogólnoustrojowe związane z działaniem bodźców dźwiękowych na poziom aktywności ośrodkowego układu nerwowego oraz na ośrodki sterujące funkcjami wegetatywnymi i hormonalnymi [6, 8, 12, 55, 56, 64, 78, 81], wyrażone w postaci zmian ciśnienia tętniczego krwi, rytmu serca, metabolizmu węglowodanowego, tłuszczowego i białkowego, zaburzeń perystaltyki jelit, a także zmian sprawności psychomotorycznej [37, 89, 90, 91, 92, 93, 103, 108, 137, 147, 150]. Nie należy jednak zapominać o fakcie, że hałas nie występuje w warunkach naturalnych jako jedyny czynnik środowiskowy wywołujący takie skutki, lecz czasami działa addytywnie czy wręcz synergistycznie z innymi czynnikami. Jakkolwiek trudno oddzielić wpływ bodźca dźwiękowego od innych

czynników środowiskowych, wywołujących podobne skutki pozasłuchowe w warunkach przemysłowych, to jednak badania laboratoryjne potwierdzają te obserwacje, wskazując równocześnie na stresorodność i nerwiorodność hałasu.

Pewne wątpliwości może budzić fakt, że prowadzone na szeroką skalę badania laboratoryjne wykorzystujące model zwierzęcy, nie mogą uwzględniać elementu subiektywnej oceny środowiska akustycznego i oddziaływania hałasu na sferę psychiczną. Wskazuje to na pewne niedostatki wynikające z wyników badań uzyskanych tą drogą, bowiem skutki działania hałasu zależą nie tylko od parametrów obiektywnych, ale także od uwarunkowań subiektywnych, na które składają się predyspozycje osobnicze takie jak wiek, płeć, czy wrodzona odporność na traumatyzujące działanie hałasu [10, 49, 56, 64, 137]. W grupie uwarunkowań subiektywnych mieści się także pierwiastek emocjonalny, związany z odczuciami osoby ekspozowanej na hałas, determinowany faktem czy i jakimi nośnikami informacji są potencjalne źródła hałasu.

W pracach badawczych dotyczących hałasu impulsowego, zarysowują się dwa główne kierunki zainteresowań, które opierają się na ocenie skutków działania hałasu impulsowego na zdrowie i związanej z tym profilaktyce medycznej z jednej strony, z drugiej zaś na obiektywnej ocenie parametrów fizycznych impulsów, decydujących o traumatyzującym jego działaniu. Wśród skutków zdrowotnych i funkcjonalnych oddziaływania hałasu, w tym zwłaszcza hałasu przemysłowego, szczególne miejsce zajmuje uszkodzenie słuchu, stanowiąc najczęściej rozpoznawaną chorobę zawodową (25,5 % zachorowalności) [49, 78, 123, 137, 150]. Istotne jest także, że trwałe ubytki słuchu, wynikające z нефизjologicznej liczby pobudzeń narządu słuchu, nie poddają się rehabilitacji.

Hałas impulsowy wykazuje największą ototraumatyczność na tle innych rodzajów hałasu [123, 134, 136, 137, 143, 150, 158]. Akustyczne sygnały impulsowe różnią się nie tylko jako zjawisko fizyczne, co implikuje odmienny mechanizm biologicznego oddziaływania, ale także pod względem lokalizacji, rozmiaru i dynamiki powstawania ubytków słuchu [35, 123, 137]. Zwraca się także uwagę, że zjawisko ostrego urazu akustycznego może pojawić się już w warunkach jednokrotnej ekspozycji na hałas impulsowy [44, 49, 52, 54, 64, 111, 124, 125, 142]. O ile w przypadku hałasu o charakterze ciągłym patomechanizm interpretuje się opierając się na teorii metabolicznej, to w przypadku hałasu impulsowego adekwatna wydaje się być teoria mechaniczna, tłumacząc efekt dezorganizacji rzęsek komórek słuchowych w narządzie Cortiego, mechanicznym oddziaływaniem impulsowych sygnałów akustycznych [33, 34, 123, 149, 150]. Jakkolwiek patomechanizm hałasu impulsowego nie został do końca wyjaśniony, to badania prowadzone w warunkach pracy, wskazują na występowanie w niektórych przypadkach, bezpośrednio po ekspozycji na akustyczne sygnały impulsowe o wysokim poziomie zmian mechanicznych w części odbiorczej narządu słuchu. Działanie hałasu o ponadnormatywnych wartościach może powodować czasowe (TTS),

bądź trwałe (PTS) podniesienie progu słyszenia, o wartościach od 30 dB do 70 dB [137, 150]. Niektórzy autorzy uważają, że czas utrzymywania się TTS, może rzutować na pojawienie się nieodwracalnego upośledzenia słuchu, wyrażonego PTS [60, 79, 129], z kolei wśród innych dominuje pogląd, że istnieje korelacja pomiędzy TTS i PTS jedynie wtedy, gdy ponowna ekspozycja na hałas impulsowy nastąpi przed ustąpieniem objawów zmęczenia słuchu, wyrażonych czasowym podniesieniem progu słyszenia [9, 137]. Z całą pewnością natomiast potwierdzono w badaniach, że o samym pojawieniu się i osiągniętych wartościach TTS i PTS decydują predyspozycje osobnicze, wiek, płeć, współistniejące schorzenia, a także emocjonalny stosunek do oddziałującego klimatu akustycznego, co zwłaszcza jest wyraźnie zaznaczone w przypadku działalności sportowej, gdzie klimat akustyczny jest nieodłącznym elementem działań prowadzących do osiągnięcia sukcesu sportowego (w przypadku strzelectwa jest to impuls pochodzący z broni). Obserwacje związane z oceną TTS i PTS implikują kierunek badań dotyczących profilaktyki, w którym mieści się także problem audiometrii, między innymi wykorzystującej zjawisko emisji otoakustycznej oraz oceny percepcji dźwięku w paśmie powyżej 8 kHz, jako metody diagnostycznej dla potencjalnych ubytków w paśmie konwencjonalnym [62, 71, 78, 113, 118, 119, 123, 150, 151].

W pracach wielu autorów pojawia się problem bliższego poznania istoty hałasu impulsowego, jak i zaproponowania specyficznych metod jego pomiaru, wskazujący na niedostatki stosowanych dotąd metod oceny. Zainteresowanie tym problemem ma swoje źródło w potwierdzonym licznymi badaniami poglądzie o szczególnie traumatyzującym oddziaływaniu akustycznych sygnałów impulsowych, wyraźnie przewyższającym skutki działania energetycznie porównywalnych hałasów o charakterze ciągłym [20, 123, 139, 141, 149]. Interpretacja istoty zjawisk impulsowych, oparta na wprowadzeniu jedynie zależności w dziedzinie czasu, nie jest wystarczająca do poznania patomechanizmu narządu słuchu i wymaga uzupełnienia o inne parametry obiektywne opisujące akustyczne sygnały impulsowe [22, 27, 41, 60, 100, 120, 123, 129, 131]. W pracach autorów parających się tym zagadnieniem zwraca się uwagę na fakt, że mechanizm uszkodzenia narządu słuchu zdeterminowany zaburzeniami metabolizmu bądź związany z uszkodzeniem mechanicznym, implikowany jest parametrami, takimi jak wartość ciśnienia akustycznego, widmo, czas trwania impulsu, częstość repetycji impulsów i liczba powtórzeń w czasie.

W pracach dotyczących oceny skutków ekspozycji na hałas impulsowy w przemyśle polskim, oprócz pomiarów maksymalnego poziomu ciśnienia [16, 17, 49, 97, 98, 123], badano także czas trwania impulsu, całkowitą liczbę impulsów w ciągu 8 godzin dnia pracy, poziom ekwiwalentny w dBA oraz poziom tła. O ile w przypadku hałasów o przebiegach ciągłych, zagadnienie obiektywnej oceny nie budzi wątpliwości, o tyle w przypadku hałasu o charakterze impulsowym, stosowane metody nie uwzględniają pełnej gamy parametrów decydujących o skutkach

jego działania [1, 100, 120, 123, 128, 130, 134, 139, 141, 161, 165, 167].

Zagadnienie jest o tyle ważne, że hałas impulsowy, jak już wspomniano wcześniej, pojawia się w wielu sytuacjach związanych z warunkami pracy, uprawiania sportu czy w warunkach rekreacji, a niezaprzeczalnie temu charakterowi zjawiska akustycznego przypisywane jest działanie szczególnie traumatyzujące, wyrażone często w postaci trwałego ubytku słuchu [44, 50, 64, 101, 102, 103, 111, 122, 125, 158, 159, 164]. Obiektywna ocena parametrów hałasu impulsowego odnosząca się do warunków występujących w przemyśle uwzględnia źródła generacji zjawisk impulsowych. Wyróżnia się w tym przypadku impulsy mechaniczne (impact noise) i akustyczne impulsy aerodynamiczne (impulse noise) [97]. Impulsy mechaniczne częściej występują w warunkach przemysłowych (kuźnie, stocznie), z kolei na działanie impulsów aerodynamicznych narażeni są zwłaszcza zawodowi wojskowi, odbywający zasadniczą służbę wojskową, rusznikarze, górnicy [98, 113, 122]. Ten rodzaj impulsów spotyka się także w niektórych dyscyplinach sportu [89, 92, 102].

W przemyśle hałas impulsowy występuje najczęściej na tle hałasu ciągłego, co zdecydowanie odróżnia te warunki od spotykanych w innych sferach życia. Zdaniem niektórych autorów takie działania dają efekt synergistyczny [1, 108], zdaniem innych łagodzi traumatyzujące działanie hałasu impulsowego [141, 149]. W warunkach przemysłowych pojawiają się zarówno impulsy mechaniczne jak i aerodynamiczne [16, 40, 98, 122, 123]. Jednak autorzy prac dotyczących warunków w przemyśle zwracają uwagę, że impulsy aerodynamiczne pod względem parametrów obiektywnych i warunków środowiskowych, zdecydowanie odbiegają od powstających podczas strzelania z broni palnej [122].

Problem narażenia na akustyczne sygnały impulsowe pochodzące z broni palnej badano w latach 70-tych w USA w warunkach odbywania służby wojskowej [21, 73, 80, 79]. Jako punkt wyjścia do oceny traumatyzującego działania hałasu impulsowego, przyjęto wyniki badań wykazujące zależność między wzrostem niekorzystnych zmian w narządzie słuchu a wzrostem wartości szczytowej ciśnienia akustycznego [48, 60]. Zasada ta jest słuszna, według niektórych autorów, jedynie przy wartościach szczytowych poziomu ciśnienia akustycznego rzędu 120-125 dB określanych jako poziomy krytyczny, natomiast powyżej tej wartości zmiany w narządzie słuchu są wyraźniejsze i wtedy rośnie znaczenie predyspozycji osobniczych, między innymi wielkość tzw. "stałej czasowej ucha" [169]. Mechanizm tego zjawiska tłumaczony jest przewagą procesów mechanicznych nad metabolicznymi [149]. Potwierdzono także zależność wielkości poziomów krytycznych od widma, czasu trwania impulsu i częstości repetycji impulsów. Podczas badań patomechanizmu urazu słuchu stwierdzono efekt zniszczenia komórek rzęsatych w narządzie Cortiego, przy ekspozycji na hałas impulsowy o poziomach ciśnienia przekraczających poziom krytyczny [133, 140]. Z kolei w przypadku hałasu impulsowego stosowana do oceny narażenia na hałas ciągły

zasada równoważności energii postrzegana jest jako nieadekwatna, ponieważ nie uwzględnia przy większej liczbie impulsów ich dystrybucji w czasie i związanego z tym czasu relaksacji mięśni ucha środkowego [1, 133].

Takim szczególnym przypadkiem ekspozycji na hałas impulsowy jest sport strzelecki, dla którego wyróżnikiem jest niespotykana w innych dziedzinach sportu kumulacja parametrów decydujących o jego traumatyzującym działaniu. Specyfika sportu strzeleckiego to przede wszystkim znacząca w porównaniu z warunkami pracy zawodowej, liczba impulsów akustycznych, o wysokim poziomie natężenia, szerokim widmie oraz kumulacji energii akustycznej w krótkim odcinku czasu. Jednocześnie uwzględniając warunki treningu grupowego i zawodów, nie można zapominać o losowym rozkładzie impulsów, docierających do części przewodzeniowej i odbiorczej ucha, z sąsiadujących stanowisk strzeleckich, co może się wiązać z prawdopodobnym brakiem reakcji ze strony mechanizmów obronnych narządu słuchu [94, 95, 96, 99, 101, 103, 156]. Obiektywna ocena hałasu impulsowego jest problemem skomplikowanym, a trudności pojawiają już przy próbie sformułowania definicji hałasu impulsowego, uwzględniającej parametry obiektywne i jednocześnie osobniczo zmieniające się czasy uruchamiające mechanizmy ochronne narządu słuchu, istotne dla oceny skutków zdrowotnych wynikających z ekspozycji na impulsowe sygnały akustyczne. Jednak w każdej definicji pojawia się element dotyczący relacji czasowych między akustycznym sygnałem impulsowym i uruchomieniem mechanizmów ochronnych ucha. W literaturze pojawiają się różne określenia impulsowego hałasu akustycznego. Przykładowo, impulsem akustycznym nazywa się nagły, krótkotrwały i znaczny wzrost poziomu ciśnienia akustycznego, trwający przez czas krótszy od stałej czasowej ucha, czyli czasu potrzebnego na uruchomienie mechanizmów ochronnych ucha wynoszącego od 20 do 200 ms [123]. Natomiast według normy ISO 2204 1979 [65], hałas impulsowy to jeden lub więcej impulsów akustycznych o czasie trwania mniejszym niż 1 s, zaś według normy ISO 1996.2.1987 mniejszym niż 31,5 ms [66]. Fakt zmieniającej się osobniczo wartości czasu uruchomienia mechanizmów ochronnych w uchu środkowym wskazuje, jak ważnym elementem jest umiejętna kompleksowa ocena relacji czasowych i czasowo-częstotliwościowych.

Zalecana zasada oceny dopuszczalnego poziomu ekwiwalentnego w przypadku hałasu impulsowego dodatkowo budzi zastrzeżenia ze względu na fakt, że różnice w ubytkach słuchu oraz pojawienie się czasowego bądź trwałego przesunięcia progu słyszenia, wynikające z ekspozycji na ten rodzaj hałasu, wyraźnie wskazują na zwiększony wpływ predyspozycji osobniczych. Z punktu widzenia ochrony słuchu istotne wydaje się, że hałas impulsowy o wysokim poziomie może bezpośrednio po ekspozycji spowodować zmiany mechaniczne w części odbiorczej narządu słuchu [150]. Patomechanizm tego zjawiska nie został do końca wyjaśniony. Stwierdzono także, że skutki przedłużających się ekspozycji na hałas o charakterze wąskopasmowym, mogą prowadzić do rozległych zmian w ślimaku.

W profilaktyce zawodowych uszkodzeń słuchu brane są pod uwagę jedynie obuuszne ubytki słuchu na częstotliwościach odpowiedzialnych za odbiór mowy dla 1000, 2000 i 4000 Hz (po uwzględnieniu presbyacsis). Tymczasem dzięki badaniom otoemisji stwierdzono pojawienie się nieodwracalnych zmian w ślimaku przed możliwością stwierdzenia ubytków w rutynowo stosowanej audiometrii tonalnej [62, 150, 151, 152].

Z kolei odruch strzemiączkowy jest aktywowany przy poziomach 85 dB, jednak ma on znaczenie ochronne głównie dla dźwięków o częstotliwościach poniżej 2000 Hz i choć jest to odruch obuuszny, to po stronie ipsilateralnej jest wyraźniej zaznaczony [64, 137].

Badania prowadzone wśród żołnierzy, myśliwych oraz osób uprawiających strzelectwo wykazują częste występowanie zjawiska ostrego urazu akustycznego, a czas pojawienia się trwałego przesunięcia progu słyszenia jest krótszy, choć bardziej zróżnicowany osobniczo niż w przypadku innego charakteru zjawiska akustycznego, pojawiający się także u osób stosujących ochronniki słuchu [3, 4, 5, 9, 19, 20, 26, 42, 63, 73, 94, 95, 96, 99, 103, 102, 138, 144, 166, 170, 171, 172]. Ubytki słuchu wynikające z traumatyzującego działania hałasu pojawiają się na częstotliwościach 4000-8000 Hz, choć niektórzy autorzy zwracają uwagę na wcześniejsze ubytki pojawiające się powyżej 8000 Hz [96, 101, 122, 137].

Reasumując, o ile profilaktyka urazów słuchu opiera się głównie na metodzie polegającej na ograniczeniu emisji dźwięku do środowiska, zaleceniach odnośnie indywidualnych ochron słuchu, a także identyfikacji nadwrażliwości oraz zachowaniach zdrowotnych niwelujących chociaż częściowo traumatyzujące działanie hałasu, o tyle wyraźna luka pojawia się w przypadku skorelowania skutków działania hałasu impulsowego z obiektywną oceną tego zjawiska, kompleksowo traktującą parametry decydujące o traumatyzującym działaniu [103, 122]. Z punktu widzenia specyfiki hałasu impulsowego, kompleksowa ocena obiektywnych parametrów fizycznych tego zjawiska powinna uwzględniać te komponenty, które decydują o patomechanizmie.

Hałas impulsowy oraz jego skutki działania w warunkach przemysłowych opisano przede wszystkim w górnictwie, przemyśle metalurgicznym, maszynowym [40, 58, 72, 74, 98, 106, 107, 113, 123, 124, 126, 146, 148, 153, 160, 161, 164, 167, 174]. W zestawieniu dotyczącym parametrów hałasu impulsowego w przemyśle polskim [123] wyodrębniono źródło impulsów, poziom szczytowy, czas trwania impulsu, całkowitą liczbę impulsów w ciągu 8 godzin pracy na wybranym stanowisku, poziom równoważny, a także poziom tła akustycznego. Parametry te wykazują dużą zmienność w zależności od źródła generacji, przy czym poziom równoważny przekracza na każdym z badanych stanowisk 85 dBA, co zgodnie z Polską Normą [116] kwalifikuje te warunki jako szkodliwe. Odrębną grupę stanowi ocena impulsów aerodynamicznych, na które narażeni są zawodowi wojskowi [9, 19, 25, 26, 170, 171, 172] oraz zawodnicy strzelectwa sporto-

wego [5, 7, 20, 21, 22, 42, 63, 68, 73, 75, 88, 94, 95, 96, 99, 101, 103, 111, 117, 144, 156, 166]. Impuls aerodynamiczny pojawia się także w innych dyscyplinach sportu, jako sygnał startowy, wpływając na elementy motoryki zawodników takie jak czas reakcji i szybkość biegu [88, 90, 91, 92, 93]. Jakkolwiek skutki oddziaływania hałasu impulsowego wyrażone czasowym, bądź trwałym ubytkiem słuchu, pojawiają się w każdej z tych działalności to jednak obserwując parametry obiektywne związane z hałasem impulsowym, nie da się pominąć ich specyfiki. Hałas impulsowy występujący w sporcie strzeleckim, prowadzi w wielu przypadkach do nieodwracalnych ubytków słuchu na częstotliwościach w paśmie konwencjonalnym zwłaszcza na 4 kHz i 6 kHz [21, 73, 80, 83, 99, 117, 183]. Badania audiometryczne wykazują u eksponowanych na hałas impulsowy czasowe ubytki słuchu, które u osób szczególnie podatnych mogą wskutek długotrwałego przebywania w tym środowisku doprowadzić do trwałych ubytków słuchu [80]. Konkludując, sport strzelecki jest szczególnym przypadkiem narażenia na hałas impulsowy zarówno pod względem parametrów fizycznych zależnych od konkurencji strzeleckiej, jak i zasad stosowania profilaktyki jedynie w zakresie nie kolidującym z sukcesem sportowym. Także stosunek emocjonalny uprawiających strzelectwo sportowe do istniejącego klimatu akustycznego w sposób zasadniczy odróżnia ich od pracujących zawodowo w podobnych warunkach [101, 103]. Z punktu widzenia profilaktyki urazów słuchu priorytet stanowi zaproponowanie obiektywnej i uniwersalnej metody oceny akustycznych sygnałów impulsowych, uwzględniającej składowe decydujące o patomechanizmie hałasu impulsowego.

1.2.2 Hałas impulsowy w aspekcie obiektywnych metod oceny.

Przegląd obiektywnych metod oceny hałasu impulsowego wskazuje przede wszystkim na brak metod oceny struktury czasowej i charakterystyk czasowo-częstotliwościowych. Duża liczba parametrów różnicujących sygnały impulsowe w zależności od ich źródła generacji, wskazuje na niedostatki wynikające z braku jednoznacznych, uniwersalnych i obiektywnych kryteriów oceny od strony sygnałowej, a co za tym idzie także braku możliwości oceny struktury czasowo-częstotliwościowej przebiegów impulsowych w aspekcie fizjologii narządu słuchu. Istniejące metody obiektywne dotyczące oceny narażenia na działanie hałasu impulsowego bazujące na ocenie wartości szczytowej impulsu [116], czy z kolei uwzględniające częstość repetycji, poziom ekwiwalentny i liczbę impulsów w ciągu dnia pracy [145], a także zalecany wskaźnik SEL oparty na pomiarze energii hałasu, [64], czy wreszcie długoterminowa analiza Fouriera, nie ujawniają parametrów rzutujących na uruchomienie mechanizmów obronnych i zatem nie dają podstaw do wnioskowania odnośnie aspektów fizjologicznych traumatyzującego oddziaływania impulsów. W literaturze przedmiotu zwraca się uwagę na parametry dotyczące intensywności, relacji czasowych, widma i liczby impulsów, jako

diagnostycznych odnośnie obiektywnej oceny hałasu impulsowego. Stosowane w praktyce metody oceny hałasu impulsowego są przede wszystkim oparte na ocenie maksymalnego poziomu ciśnienia akustycznego w ciągu dnia pracy [116], za szkodliwe uznając pojawienie się choćby jednego impulsu o maksymalnej wartości przekraczającej 135 dBC. Z kolei, zgodnie z zaleceniami Głównego Inspektora Sanitarnego [145] uwzględnia się przy ocenie hałasu impulsowego częstość repetycji impulsów. Dla grupy impulsów quasistacjonarnych tzn. dla powtórzeń $f > 1$ Hz ocenia się poziom ekwiwalentny w ciągu 8 godzin pracy i dopuszcza wartość jak dla hałasu ciągłego tj. 85 dBA, natomiast ocena poziomów ciśnień akustycznych dla pasm oktawowych, tercjowych bądź częstotliwości dyskretnych opiera się na liczbie oceny N , odpowiadającej dopuszczalnym poziomom dźwięku w dBA. W hałasie impulsowym o częstości repetycji $f < 1$ Hz, dopuszcza się dla 8 godzin pracy i liczby impulsów $N = 100$ do 10000, poziom szczytowy ciśnienia (LIN) określony wzorem $L = 130 + 10 \lg(100/N)$. Z kolei proponowany ekspozycyjny poziom dźwięku SEL [57, 64] odnoszony jest do adekwatnego energetycznie hałasu ciągłego o czasie trwania 1s.

Jeszcze inną stosowaną metodą jest długoterminowa analiza Fouriera uwzględniająca widmo zjawiska impulsowego, jakkolwiek daje więcej informacji z punktu widzenia fizjologii narządu słuchu, nie uwzględnia ewolucji gęstości widmowej mocy, nie odzwierciedla także cech specyficznych dla różnych rodzajów impulsów, choćby w przypadku sportu strzeleckiego nie będąc wrażliwą na rodzaj broni czy amunicji. Zróżnicowanie impulsów oraz samego hałasu impulsowego powoduje trudności w znormalizowaniu obiektywnej oceny parametrów fizycznych jak i zaproponowaniu kryteriów oceny narażenia [22, 24, 27, 34, 37, 48, 51, 53, 59, 60, 61, 123]. W pracach dotyczących obiektywnej oceny zwraca się uwagę, że traumatyzujące działanie hałasu impulsowego zależy od szczytowej wartości ciśnienia impulsowego [15, 21, 24, 79, 123], przy czym wyodrębnia się w zależności od poziomów maksymalnych lokalizację uszkodzenia w części przewodzeniowej bądź odbiorczej ucha. Przekroczenie poziomu krytycznego determinuje także zmianę mechanizmu oddziaływania hałasu impulsowego z metabolicznego na mechaniczny [34, 54, 109, 114]. Także widmo impulsów ma wpływ na skutki działania hałasu, choć zwraca się uwagę na brak dostatecznych obserwacji w przypadku hałasu impulsowego, wyodrębniających wyłącznie działanie tego komponentu. Badania prowadzone w profilaktyce zawodowych uszkodzeń słuchu biorą pod uwagę jedynie obuuszne ubytki słuchu na częstotliwościach odpowiedzialnych za odbiór mowy dla 1000, 2000 i 4000 Hz po uwzględnieniu presbycusis. Tymczasem w badaniach wykorzystujących zjawisko otoemisji stwierdzono pojawienie się niedwulcalnych zmian w ślimaku przed możliwością stwierdzenia ubytków w rutynowo stosowanej audiometrii tonalnej [62, 150, 151, 152]. Interesujące wydają się prace propagujące w ramach profilaktyki audiometrię powyżej 8 kHz, jako że w tym zakresie stwierdzono pojawienie się pierwszych ubytków

słuchu. Pomimo, że analiza Fouriera badanych sygnałów nie wykazuje w tym zakresie maksimum energii [123], tym niemniej zwraca się uwagę na nieadekwatność charakterystyki ważenia A w przypadku oceny hałasu impulsowego, zwłaszcza w przypadku impulsów aerodynamicznych [120], a takie występują w sporcie strzeleckim. W pracy [131] podważa się metodę równoważności energii, bez wyodrębnienia widma impulsów. Równoważny poziom energii, mimo że na tle innych proponowanych dotychczas metod oceny, najlepiej koreluje z ubytkami słuchu [109], nie jest wrażliwy na specyfikę hałasu impulsowego generowanego z różnych źródeł. Ocena byłaby pełniejsza gdyby uwzględniano, oprócz równoważnego poziomu energii, widmo [114, 131, 132, 133, 140], wartość szczytową [48, 59, 60], poziomy krytyczne [142, 169]. Równie ważnym elementem w ocenie oddziaływania impulsów są związki czasowe występujące w hałasie impulsowym i to zarówno dotyczące pojedynczego impulsu takie jak czas narastania, trwania i zaniku [109, 129, 139] jak i częstotliwości repetycji [37, 41, 123]. Również liczba impulsów na którą ekspozycja jest narząd słuchu w sposób istotny wpływa na ubytki słuchu [37, 44, 121, 162]. W wielu publikacjach poruszany jest problem dystrybucji impulsów w czasie ze względu na mechanizmy adaptacji, zmęczenia fizjologicznego, zmęczenia patologicznego i trwałego uszkodzenia, na które w znacznym stopniu ma wpływ uruchomienie mechanizmów obronnych w uchu środkowym [61, 125, 127, 132, 137, 162]. Podsumowując, należy podkreślić niedostatki stosowanych dotąd metod obiektywnej oceny hałasu impulsowego, związane z nieuwzględnianiem dystrybucji energii w czasie, składu widmowego, czy wreszcie związków czasowo-częstotliwościowych.

Reasumując warto zwrócić uwagę, że narażenie na działanie hałasu dotyczy znaczącej części populacji, wśród tych narażeń hałas impulsowy ma działanie szczególnie traumatyzujące, lecz istniejące metody oceny obiektywnej są niewystarczające do interpretacji działania akustycznych sygnałów impulsowych, z punktu widzenia fizjologii narządu słuchu.

Konkluzja ta prowadzi do sformułowania tezy i określenia celu pracy.

Rozdział 2

Teza, cel i układ pracy

2.1 Teza pracy

Możliwe jest zaproponowanie nowej, opartej na ortogonalnej parametryzacji Schura akustycznych losowych sygnałów impulsowych, obiektywnej metody oceny narażenia na hałas impulsowy w sporcie strzeleckim, w aspekcie fizjologii narażenia słuchu człowieka.

2.2 Cel pracy

Dla wykazania słuszności sformułowanej wyżej tezy rozprawy zostają więc postawione następujące cele, planowane w niniejszej pracy do osiągnięcia:

1. Opracowanie teorii oraz szybkich algorytmów ortogonalnej parametryzacji Schura klasy niestacjonarnych sygnałów losowych, umożliwiających analizę ich zmiennej w czasie struktury czasowej i czasowo-częstotliwościowej.
2. Przebadanie, z wykorzystaniem opracowanych algorytmów, rzeczywistych akustycznych losowych sygnałów impulsowych występujących w sporcie strzeleckim, pod kątem analizy ich struktury czasowej, czasowo-częstotliwościowej oraz przebiegu zmian mocy chwilowej w czasie.
3. Wyjaśnienie, w oparciu o uzyskane wyniki badań eksperymentalnych, mechanizmów traumatyzującego oddziaływania akustycznych sygnałów impulsowych występujących w sporcie strzeleckim, w aspekcie fizjologii narażenia słuchu.

Osiągnięcie powyższych celów rozprawy wymaga, z kolei, odpowiedzi na niżej sformułowane pytania szczegółowe:

- Jakie modele niestacjonarne można zaproponować dla akustycznych sygnałów impulsowych, występujących w sporcie strzeleckim?
- Jakie efektywne algorytmy parametryzacji Schura można zaproponować dla wybranej klasy modeli sygnałów niestacjonarnych?
- Jaka klasa algorytmów parametryzacji adaptacyjnej niestacjonarnych szeregów czasowych wynika z zaproponowanych algorytmów parametryzacji Schura?
- W jaki sposób można badać przy ich użyciu:
 - strukturę czasową,
 - przebieg zmian mocy chwilowej,
 - charakterystyki czasowo-częstotliwościowe,niestacjonarnych szeregów czasowych?
- Jaka jest struktura czasowa rzeczywistych akustycznych sygnałów impulsowych, występujących w sporcie strzeleckim, pochodzących od:
 - strzału pojedynczego,
 - serii strzałów pochodzących z broni pojedynczego strzelca,
 - strzałów pochodzących z innych stanowisk podczas treningu grupowego i zawodów,
 - sygnałów odbitych od przegród?
- Jaki jest czas trwania poszczególnych składowych akustycznych sygnałów impulsowych?
- Jak przebiegają zmiany mocy chwilowej w czasie?
- Jak przebiega ewolucja widmowej gęstości mocy w czasie?
- Jak można zaproponować wskaźniki obiektywnej oceny akustycznych sygnałów impulsowych, oparte na ortogonalnej parametryzacji Schura tych sygnałów?
- Jak można wyjaśnić i ocenić – w oparciu o zaproponowane wskaźniki – traumatyzujące oddziaływanie akustycznych sygnałów impulsowych w sporcie strzeleckim z punktu widzenia fizjologii narządu słuchu?

2.3 Układ pracy

Praca składa się z 7 rozdziałów.

W rozdziale 1 dokonano przeglądu literatury, ze szczególnym uwzględnieniem skutków zdrowotnych i funkcjonalnych, traumatyzującego działania hałasu impulsowego, jak również niedostatków stosowanych obiektywnych metod oceny impulsowych sygnałów akustycznych w aspekcie fizjologii narządu słuchu.

W rozdziale 2 sprecyzowano tezę i cel pracy.

Rozdział 3 dotyczy problemu oceny obiektywnej środowiska akustycznego w sporcie strzeleckim, stanowiącego podstawę do oceny stanu słuchu strzelców sportowych. Na podstawie analizy wyników wcześniejszych badań omówiono niedostatki stosowanych obiektywnych metod oceny akustycznych sygnałów impulsowych, a następnie przedstawiono ideę rozwiązania zagadnienia stanowiącego przedmiot niniejszej pracy, opartego na ortogonalnej parametryzacji Schura sygnałów losowych.

Rozdział 4 został poświęcony teorii i algorytmom ortogonalnej adaptacyjnej parametryzacji Schura losowych niestacjonarnych sygnałów impulsowych. Po rozważeniu metody klasyfikacji sygnałów niestacjonarnych, z wykorzystaniem koncepcji tzw. α -stacjonarności sygnału, wprowadzono klasę losowych sygnałów quasi-stacjonarnych, o klatkowo-Teoplitzowskich macierzach kowariancyjnych, nazwanych w pracy sygnałami p -stacjonarnymi. Wykazano, że sygnały takie rozpinają przestrzeń L_2 z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym. Wykorzystując izomorfizm przestrzeni zmiennych losowych z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym oraz przestrzeni wektorów współczynników, wykazano, że rekurencyjne rozwiązanie problemu ortogonalnej parametryzacji Schura wynika z metody ortogonalizacji bazy tej przestrzeni. Pokazano, że metoda ta implikuje klasę szybkich algorytmów parametryzacji Schura sygnałów p -stacjonarnych oraz przedstawiono struktury J -ortogonalnych filtrów parametryzujących sygnały p -stacjonarne. Wykorzystując izomorfizm przestrzeni zmiennych losowych i przestrzeni wektorów próbek sygnału, wyprowadzono metodą geometryczną klasę adaptacyjnych algorytmów parametryzacji Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych, z adaptacyjnym uaktualnianiem wartości zmiennych w czasie współczynników Schura i przedstawiono struktury filtrów parametryzujących, operujących bezpośrednio na próbkach. Następnie zaproponowano algorytmy: estymacji zmiennej w czasie wariancji oraz zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy p -stacjonarnych szeregów czasowych.

W rozdziale 5 przedstawiono wyniki parametryzacji Schura rzeczywistych akustycznych sygnałów impulsowych, występujących w sporcie strzeleckim w warunkach treningu indywidualnego, grupowego i zawodów strzeleckich, dla różnych konkurencji w sporcie strzeleckim. Przedstawiono przebiegi zmiennych w czasie współczynników Schura, widmowej gęstości mocy oraz przebiegów zmian

mocy chwilowej impulsowych sygnałów akustycznych. W oparciu o wyniki badań eksperymentalnych zaproponowano wskaźniki obiektywnej oceny impulsowych sygnałów akustycznych.

W rozdziale 6 przedstawiono ocenę narażenia na hałas impulsowy w sporcie strzeleckim, w aspekcie fizjologii narządu słuchu. Wykorzystując zaproponowane wskaźniki obiektywnej oceny akustycznych sygnałów impulsowych, przeprowadzono analizę traumatyzującego ich oddziaływania na narząd słuchu z punktu widzenia jego fizjologii, podając nowe wyjaśnienie mechanizmu powstawania uszkodzeń słuchu wśród osób uprawiających strzelectwo sportowe.

W rozdziałach 4, 5 i 6 zostały zawarte oryginalne wyniki uzyskane przez autora.

Rozdział 3

Problem obiektywnej oceny akustycznych sygnałów impulsowych występujących w sporcie strzeleckim

3.1 Wprowadzenie

Wraz z demokratyzacją życia w kraju, a co za tym idzie liberalizacją w przyznawaniu licencji na posiadanie broni, znacząco wzrosło zainteresowanie sportem strzeleckim, wychodząc poza ramy wojskowych czy policyjnych klubów sportowych. Aktualnie sport ten uprawia w Polsce około 15 tysięcy osób, zrzeszonych w 100 klubach sportowych, z czego 30 legitymuje się statusem klubu wyczynowego, ze względu na charakter i rangę imprez strzeleckich, na których reprezentowane są ich barwy klubowe. Liczną grupę stanowią także zawodowi wojskowi oraz inni mundurowi dla których trening strzelecki jest nieodłącznym elementem przynależnym do specyfiki zawodu. Wyczynowo uprawia strzelectwo sportowe 3000 osób, według grup wiekowych, z których 10% to seniorzy (osoby powyżej 20 roku życia); 25% juniorzy (18-20 lat); 30% juniorzy młodsi (16-17 lat) i wreszcie młodzicy (dzieci i młodzież do lat 15). Problem adekwatnej do ryzyka narażenia oceny hałasu impulsowego, wydaje się być ważny zwłaszcza w odniesieniu do grupy najmłodszej, uprawiającej sport wyczynowo. O ile przepisy bezpieczeństwa i higieny pracy zabraniają zatrudniać nieletnich, a w odniesieniu do osób dorosłych istnieją ścisłe przepisy i zalecenia chroniące przed narażeniem na działanie czynników szkodliwych (w tym hałasu), to dziecko w sporcie wyczynowym jest traktowane pod tym względem jak dorosły zawodnik. Parametry fizyczne zjawisk impulsowych nie mają jednakowego charakteru, zmieniając się

w zależności od konkurencji strzeleckiej. W warunkach pracy zawodowej zwykło się określać 8 godzinne, dobowe czy tygoniowe narażenie na hałas. W przypadku sportu strzeleckiego takim wyróżnikiem mógłby być plan szkolenia zawodników, na podstawie którego można określić imisję impulsów akustycznych w makrocyklu (np. rocznym), mezocyklu (3 do 4 tygodni), mikrocyklu (7 do 8 dni) oraz w trakcie jednostki treningowej (1,5 do 2,5 godziny). Na podstawie [76] planu szkolenia jednego z członków Kadry Olimpijskiej w konkurencji męskiej, karabin sportowy, wyliczono że narażony on był na działanie 19860 impulsów w makrocyklu rocznym, o poziomie 149 dBC, z czego na 1,5 godzinną jednostkę treningową przypadało około 125 impulsów. Nie należy zapominać, że sytuacja zasadniczo ulega zmianie w przypadku treningu grupowego i zawodów. Obserwacje prowadzone na strzelnicy COSS WKS Śląsk we Wrocławiu, wskazują na fakt równoczesnego uczestnictwa w treningu od 4 do 9 zawodników na strzelnicy pneumatycznej czy kulowej. Z kolei na strzelnicy śrutowej (gdzie rejestrowano najwyższy poziom natężenia dźwięku) najczęściej trenuje od 2 do 3 zawodników. Biorąc pod uwagę te warunki, można przewidzieć sytuację, w której do narządu słuchu wspomnianego zawodnika może potencjalnie dotrzeć 600 do 1350 impulsów w ciągu jednostki treningowej. Jeszcze inaczej kształtuje się sytuacja podczas zawodów, gdzie równocześnie strzały oddaje 30 do 40 zawodników. Na podstawie arkusza realizacji rocznego planu pracy treningowej [76], poprzedzającej Olimpiadę w Atlancie można wyliczyć, że jeden z Mistrzów Olimpijskich z Atlanty w makrocyklu poprzedzającym Olimpiadę oddał sam 21853 strzały w konkurencji pistolet szybkostrzelny (Psz). Biorąc pod uwagę współtrenujących możemy tę liczbę w najbardziej optymistycznym wariantcie powiększyć tylko o impulsy docierające z czterech sąsiadujących stanowisk.

Badania prowadzone w środowisku uprawiających strzelectwo sportowe koncentrowały się na ocenie stanu słuchu [94, 95]. Wyniki tej oceny korelowano z wartością maksymalną ciśnienia akustycznego impulsów, występującego w wybranej dyscyplinie strzeleckiej [61, 63, 75, 80]. W badaniach prowadzonych w Katedrze Medycyny Sportu i Higieny Wychowania Fizycznego AWF we Wrocławiu obiektywną ocenę hałasu impulsowego odnoszono do wybranych konkurencji strzeleckich [88, 94, 95, 96]. Zawodników strzelectwa sportowego poddawano badaniom audiometrycznym. Ocena ta potwierdziła opisywany w literaturze przedmiotu fakt traumatyzującego działania hałasu impulsowego. Istotnie statystycznie ubytki słuchu uprawiających strzelectwo sportowe w porównaniu z grupą kontrolną i po uwzględnieniu poprawek na presbycusis, występowały na częstotliwościach 4, 6 i 8 kHz [88, 96, 102, 101]. Wśród badanych znalazła się także grupa osób, których ubytki słuchu predystynowały zgodnie z naszym ustawodawstwem do ubiegania się o uznanie choroby zawodowej wynikającej z trwałego uszkodzenia słuchu.

Interesującym wnioskiem z tych badań, w których uwzględniano takie pa-

rametry fizyczne, jak maksymalną wartość ciśnienia akustycznego impulsu oraz obciążenie impulsami w jednostce treningowej i w ciągu roku, był fakt, że znaczące ubytki słuchu pojawiały się zarówno w konkurencjach o niskiej wartości szczytowej poziomu ciśnienia akustycznego. Ubytki słuchu pojawiły się także u zawodników o krótkim stażu sportowym, co automatycznie implikowało mniejszą liczbę impulsów docierających do narządu słuchu strzelca [94, 95, 96]. Jednocześnie wstępne szacunki dotyczące oceny środowiska akustycznego w przebiegu treningów indywidualnych wskazywały na najwyższą uciążliwość związaną z poziomem ciśnienia akustycznego pochodzącego z broni krótkiej. Zatem cykl badań rozpoczęto od oceny stanu słuchu strzelców z broni krótkiej [88]. Oceniano warunki akustyczne panujące na strzelnicy na Stadionie Olimpijskim w czasie treningu indywidualnego. W pomiarach uwzględniano poziom ciśnienia akustycznego, oraz analizowano widmo w pasmach oktaowych, a także czas trwania i narastania pojedynczego impulsu z pistoletu sportowego Margolin, ZKR oraz TOZ. Poziom ciśnienia akustycznego przekraczał w każdym przypadku wartość 130 dBLin. Jednocześnie zawodnicy poddani zostali badaniom audiometrycznym dla przewodnictwa powietrznego oraz specjalistycznym badaniom otolaryngologicznym. Udzielali także wywiadu ogólnego, który pozwolił wykluczyć osoby, u których potencjalne ubytki słuchu mogły mieć źródło pozasportowe. Zawodnicy odpowiadali na pytania związane ze stażem sportowym oraz udzielali wywiadu sportowo-lekarskiego. Największe ubytki słuchu obserwowano na częstotliwości 6 kHz. Zawodnicy deklarowali w wywiadzie otolaryngologicznym typowe objawy pohałasowe takie jak szum w uszach, bóle głowy oraz złe samopoczucie. Największe ubytki słuchu wystąpiły w grupie mężczyzn o średniej wieku 18 lat. Te obserwacje dały asumpt do szczególnego potraktowania grupy młodych strzelców ze względu na działania profilaktyczne. Ponowna ocena środowiska akustycznego w przebiegu treningów indywidualnych z broni krótkiej, potwierdziła zależność wartości poziomu ciśnienia akustycznego od rodzaju broni [94] (notowano zmiany w granicach 130 do 140 dB). Badaniom otolaryngologicznym poddano grupę strzelców w wieku od 13 do 20 lat (ze stażem zawodniczym od 1 do 6 lat). Badaniom audiometrycznym poddano także grupę kontrolną. Istotnie statystycznie różnice w ubytkach słuchu obu grup wystąpiły na częstotliwościach 4 kHz oraz 6 kHz. Co charakterystyczne, nie wystąpiły różnice w ubytkach słuchu między grupą zawodników stosujących indywidualne ochrony słuchu i pozostałymi. Zaproponowano wskaźnik ekspozycji, uwzględniający potencjalne stażowe narażenie, obarczony jednak błędem wynikającym z braku danych o liczbie impulsów pochodzących z innych stanowisk strzeleckich. Charakterystyczna dla tego środowiska akustycznego była także duża różnica między poziomem tła na strzelnicy a szczytową wartością poziomu ciśnienia akustycznego, sięgającą 90 dB. Kolejny etap badań dotyczył skutków traumatyzującego działania hałasu na narząd słuchu grupy trenerów i instruktorów strzelectwa sportowego [95]. W tym

wypadku wyniki badań audiometrycznych oraz badań otolaryngologicznych porównano z grupą kontrolną. W wyborze grupy kontrolnej kierowano się nie tylko wiekiem badanych, ale także kryterium eliminującym potencjalne ubytki słuchu pochodzące np. z ekspozycji na hałas przemysłowy, przyjmowania leków ototoksycznych oraz schorzeń upośledzających czynność receptora słuchu. W badaniu otolaryngologicznym stwierdzono częste zmiany w uchu środkowym, takie jak uszkodzenie błony bębenkowej, (to potwierdza pogląd o typowym dla hałasu impulsowego traumatyzującym działaniu w fazę przewodzeniowej narządu słuchu). W badaniach audiometrycznych istotne statystycznie różnice wystąpiły w zakresie o wiele szerszym niż w przypadku młodych zawodników, na częstotliwościach 1, 2, 3, 4, 6 i 8 kHz. Największe ubytki słuchu obserwowano na częstotliwościach 4 oraz 6 kHz. Podjęta orientacyjna próba kwalifikowania uszkodzeń słuchu zgodnie z zaleceniami Ministra Zdrowia i Opieki Społecznej [14], które stanowiły w owym okresie podstawę do rozpoznania zawodowych uszkodzeń słuchu u osób pracujących w hałasie. W myśl tych kryteriów 20% badanych w tej grupie po uwzględnieniu presbyacis, uznać należałoby za inwalidów III grupy. Także charakter zmian w progu słyszenia wynikający z audiogramów, dawał obraz typowy dla przeciążenia narządu Cortiego hałasem impulsowym, co wskazuje nie tylko traumatyzujące działanie w części przewodzeniowej ale także odbiorczej. W grupie instruktorów i trenerów nie podawano pozasłuchowych skutków oddziaływania hałasu np. w sferze psychicznej tak mocno podkreślanej w grupie młodych zawodników. Wiąże się to być może ze swoistą adaptacją, uwarunkowaną pozytywnym nastawieniem do wykonywanej pracy, której integralną składową jest specyficzne środowisko akustyczne strzelnicy. Wśród autorów oceniających parametry impulsowych sygnałów akustycznych w kontekście ubytków słuchu, wskazuje się na szczytową wartość poziomu ciśnienia akustycznego [18, 48]. Według takiego kryterium wśród zawodników konkurencji, w których emitowane są impulsy o niższych poziomach ciśnienia akustycznego, problem ubytków słuchu nie powinien występować. Podjęta próba oceny stanu słuchu strzelców z broni długiej [96], wykazała istotne statystycznie ubytki na częstotliwościach 2, 3, 4 i 6 kHz (największe ubytki obserwowano na częstotliwości 2 kHz). Stwierdzono także korelację dodatnią między wskaźnikiem ekspozycji [94], a maksymalnym ubytkiem. Oceniany poziom równoważny ciśnienia akustycznego impulsów z broni długiej, kształtował się w granicach od 98 do 106 dBA, natomiast składowe sygnały reprezentowane były w zakresie od 1kHz do 15kHz. W natępnym etapie kompleksową ocenę obejmującą analizę czasową i widmową impulsowych sygnałów akustycznych generowanych strzałami z różnych typów broni zlecono Instytutowi Telekomunikacji i Akustyki. W raporcie [11] przedstawiono ocenę środowiska akustycznego strzelnicy Olimpijskiej we Wrocławiu w trakcie treningów indywidualnych z broni krótkiej, długiej oraz pneumatycznej. Z kolei konkurencje skeet i trap oceniano na strzelnicy COSS WKS Śląsk we Wrocławiu. W ramach oceny

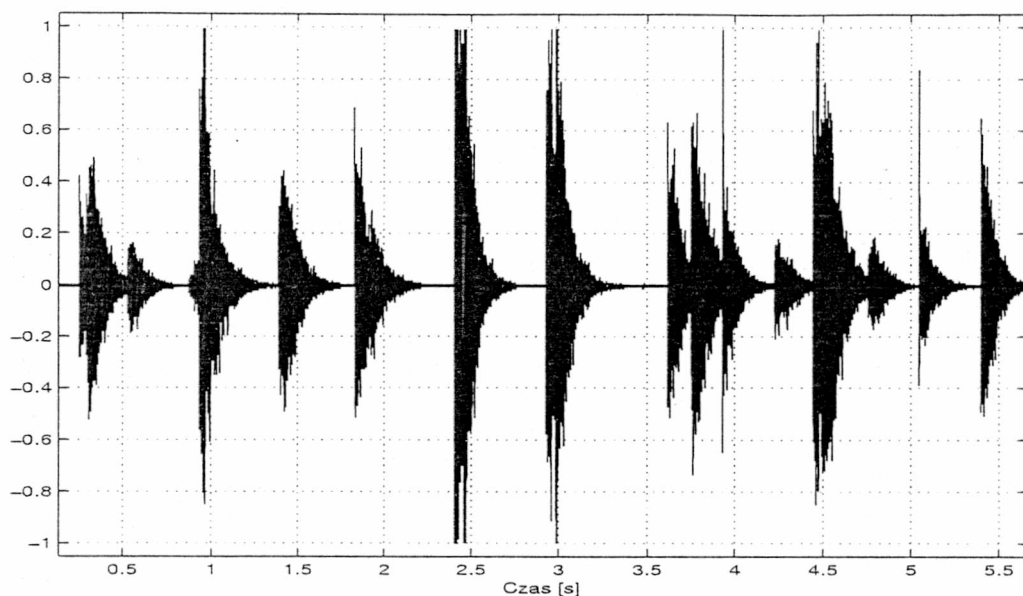
przeprowadzono analizę czasową i widmową impulsów w pasmach tercjowych, rejestrowano także poziom dźwięku w dBA. Najwyższe poziomy ciśnienia akustycznego rejestrowano w przypadku broni krótkiej. Oceniano pistolety Walther, Margolin std., Margolin szybkostrzelny, Hammerli std., TOZ 35, TOZ 36. Uzyskane wyniki pomiarów poziomów ciśnienia akustycznego wskazały na zależność od rodzaju broni (od 114 do 130 dB), widmo z kolei koncentrowało się w paśmie od 1 kHz do 10 kHz. W przypadku broni długiej analizowano impulsy z karabinu Brno 4, Ural, Suhl, Anschütz std., Anschütz dowolny oraz Zenit 3 KBD. Poziom ciśnienia zmieniał się od 98 dB do 106 dB, widmo impulsów koncentrowało się w paśmie od 1 kHz do 10 kHz. Analiza broni pneumatycznej dotyczyła impulsów z pistoletu FWB, karabinów pneumatycznych Haenel, Anschütz, FWB oraz Walther. Poziom ciśnienia zmieniał się w tym przypadku od 94dB do 100 dB, widmo impulsów skoncentrowane było w paśmie częstotliwości od 500 Hz do 15 kHz. W przypadku konkurencji skeet i trap poziom ciśnienia akustycznego kształtował się w zakresie od 124 do 130 dB, widmo impulsów mieściło się w zakresie od 100 Hz do 15 kHz. Tak postawiony problem obiektywnej oceny hałasu impulsowego, oraz skutków traumatyzującego działania hałasu impulsowego ponowiono w innych obiektach [75]. Analiza impulsów z broni krótkiej potwierdziła najwyższe poziomy ciśnienia akustycznego dla wybranych typów broni w granicach od 131 do 141 dB oraz niższe poziomy dla broni długiej od 111 do 119 dB. W badaniach audiometrycznych pojawiły się typowe dla przeciążenia hałasem impulsowym ubytki słuchu. Potwierdzono występowanie ubytków słuchu także w grupie osób stosujących indywidualne ochrony słuchu.

Brak obiektywnych metod oceny hałasu impulsowego wyodrębniających kompleksowo parametry fizyczne (zwłaszcza związki czasowo-częstotliwościowe), a także nieadekwatność dla sygnałów impulsowych stosowanych w warunkach przemysłowych norm dotyczących dopuszczalnych, bezpiecznych w sensie zdrowotnym warunków opisanych parametrami obiektywnymi, wymaga zaproponowania nowej metody oceny pozwalającej na odmienne spojrzenie na przebieg, opis oraz ocenę zjawisk impulsowych traktujących syntetycznie efekt działania impulsu na narząd słuchu w sporcie strzeleckim.

3.2 Postawienie problemu i idea jego rozwiązania

Problem obiektywnej oceny właściwości akustycznych sygnałów impulsowych, występujących w sporcie strzeleckim, sprowadza się do wyznaczenia odpowiednich charakterystyk probabilistycznych sygnału obserwowanego w danym punkcie pola akustycznego, w którym znajduje się sensor, rejestrujący ten sygnał.

Przykład takiego typowego sygnału, zarejestrowanego w pomieszczeniu za-



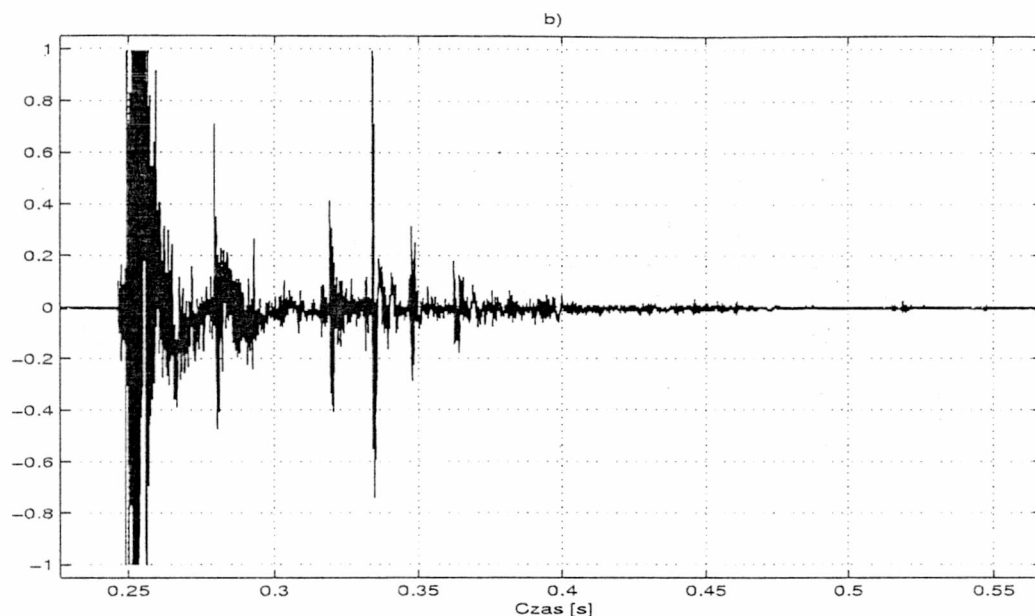
Rysunek 3.1: Rzeczywisty sygnał akustyczny, zarejestrowany podczas zawodów na strzelnicy COSS WKS Śląsk we Wrocławiu (konkurencje Ps i Pcz).

mkniętym strzelnicy COSS WKS Śląsk we Wrocławiu podczas Zawodów Grupy Powszechnej, przedstawiono na rys. 3.1. Sygnał ten został zarejestrowany w punkcie pola akustycznego, znajdującym się na widowni, przy obsadzonych 32 stanowiskach w konkurencjach Pistolet Sportowy (Ps) i Pistolet Centralnego Zapłonu (Pcz).

Jak widać, sygnał wypadkowy z rys. 3.1, docierający do sensora umieszczonego w danym punkcie pola akustycznego, stanowi złożenie losowych akustycznych sygnałów impulsowych emitowanych przez N źródeł w losowych chwilach czasu.

Przykład typowego sygnału akustycznego, zarejestrowanego na wspomnianej strzelnicy podczas treningu w konkurencji Trap (a więc w przestrzeni otwartej), przedstawiono na rys. 3.2. Jak widać z rys. 3.2, w sygnale docierającym do sensora można wyróżnić zarówno składową bezpośrednią emitowanego akustycznego sygnału impulsowego, jak też składowe odbite od przegród, docierające do sensora z opóźnieniami.

Przyjmijmy, że sensorem, umieszczonym w danym punkcie P pola akustycznego w pomieszczeniu jest narząd słuchu zawodnika. Jak wynika z przykładowych przebiegów czasowych zarejestrowanych impulsowych sygnałów akustycznych i przedstawionych na rys. 3.1 i 3.2, narząd słuchu zawodnika jest narażony na hałas impulsowy pochodzący od przebiegów o efektywnym czasie trwania od ok. 250 do 700 ms, pojawiających się losowo na osi czasu, w chwilach oddalo-



Rysunek 3.2: Rzeczywisty sygnał akustyczny, zarejestrowany podczas treningu na strzelnicy COSS WKS Śląsk we Wrocławiu (konkurencja Trap).

nych o kilkadziesiąt do kilkuset ms. Stąd wniosek, że w celu dokonania obiektywnej oceny rozpatrywanego sygnału akustycznego w punkcie P , niezbędne jest wyznaczenie charakterystyk probabilistycznych obserwowanego losowego sygnału impulsowego y . Jest przy tym oczywiste, że sygnał y jest sygnałem niestacjonarnym, którego charakterystyki probabilistyczne ulegają zmianom w losowych chwilach czasu, odpowiadającym pojawianiu się kolejnych składowych impulsowych, a więc – co kilkadziesiąt do kilkuset ms.

Wielkościami, jakie zatem należy wziąć pod uwagę, są charakterystyki probabilistyczne niestacjonarnego sygnału y , a – w szczególności – zmienna w czasie widmowa gęstość mocy oraz wariancja tego sygnału (będąca całką ze zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy), odpowiadająca poziomowi ciśnienia akustycznego w punkcie obserwacji P pola akustycznego.

Wynika stąd konieczność zaproponowania efektywnych i wydajnych metod wyznaczania zmiennych w czasie charakterystyk probabilistycznych niestacjonarnych sygnałów losowych. Możliwość taką stwarza tzw. parametryzacja Schura niestacjonarnych sygnałów losowych.

Proponowane w niniejszej pracy rozwiązanie problemu estymacji zmiennych w czasie statystyk losowych sygnałów impulsowych, oparte na parametryzacji Schura sygnałów niestacjonarnych, wywodzi się z teorii liniowej optymalnej prognozy średniokwadratowej sygnałów losowych drugiego rzędu, a – w szczegól-

ności – z zagadnienia filtracji innowacyjnej tych sygnałów [32, 31, 180, 178]. Jeśli obserwowany sygnał losowy $y(t)$ pada się na wejście filtru innowacyjnego, to na wyjściu tego filtru pojawia się tzw. sygnał innowacyjny $e(t)$, który jest 'białym szumem'. Dlatego też często filtr innowacyjny jest nazywany filtrem wybielającym, ponieważ przekształca on sygnał wejściowy $y(t)$ o widmowej gęstości mocy $W_y(\theta)$ w sygnał $e(t)$ o widmowej gęstości mocy $W_e(\theta) = 1$ [31]. Jeśli oznaczymy funkcję transmitancji filtru innowacyjnego jako $A(e^{j\theta})$, to statystyki 2-go rzędu sygnału wyjściowego tego filtru są związane ze statystykami 2-go rzędu jego sygnału wejściowego następującą zależnością

$$W_e(\theta) = W_y(\theta) |A(e^{j\theta})|^2 = 1 \quad (3.1)$$

Z zależności (3.1) wynika, że każdy sygnał jest przekształcany przez filtr innowacyjny w sygnał białego szumu o płaskiej w całym zakresie częstotliwości widmowej gęstości mocy. Stąd wniosek, że informacje o statystykach 2-go rzędu sygnału $y(t)$ zostają 'zakodowane' pod postacią parametrów funkcji transmitancji $A(e^{j\theta})$ filtru innowacyjnego. Obserwacja ta umożliwia wyznaczenie widmowej gęstości mocy $W_y(\theta)$ (lub też – w praktyce – jej estymatora) analizowanego sygnału $y(t)$ na podstawie zależności

$$W_y(\theta) = |A(e^{j\theta})|^{-2} \quad (3.2)$$

wynikającej z (3.1). Dlatego też ten sposób estymacji statystyk 2-go rzędu nazywa się zazwyczaj *metodą parametryczną* [13] (w przeciwieństwie do tzw. metod nieparametrycznych, wykorzystujących bezpośrednio przekształcenie Fouriera naboru danych obserwowanego sygnału), gdzie zakładamy pewien model widmowej gęstości mocy analizowanego sygnału, a – następnie – wyznaczamy parametry tego modelu.

W omawianej metodzie kluczowe staje się zatem wyznaczenie parametrów funkcji transmitancji filtru innowacyjnego, np. za pomocą algorytmu Levinsona [87, 32]. Filtr innowacyjny ma realizację kaskadową [28]. Realizacja ta składa się z tzw. sekcji elementarnych o strukturze kanonicznej (rotorów hiperbolicznych) [31], z których każda jest w pełni opisana za pomocą współczynnika, znanego w literaturze pod nazwą *współczynnika Schura* (współczynnika odbicia, lub współczynnika korelacji częściowej – PARCOR (od PARTial CORrelation) [173]). Procedura wyznaczania współczynników Schura (np. w oparciu o statystyki 2-go rzędu) nazywa się *parametryzacją Schura* sygnału losowego.

Podejście to można uogólnić na przypadek sygnałów losowych rzędów wyższych, kiedy to przedmiotem zainteresowania jest parametryzacja Schura wielowymiarowych statystyk rzędów wyższych [176, 177, 182, 179, 181].

Jeśli obserwowany sygnał losowy jest sygnałem stacjonarnym, to odpowiadający mu filtr innowacyjny jest filtrem niezmiennym w czasie, czego konsekwencją jest fakt, iż jego współczynniki Schura są wielkościami stałymi. Wówczas estymator, wyznaczany na podstawie zależności (3.2), określa niezmienną w czasie

widmową gęstość mocy tego stacjonarnego sygnału.

Dla sygnału niestacjonarnego, ekstrahowane współczynniki Schura są zmienne w czasie [29, 28, 30, 69, 82, 2], co implikuje wyznaczanie zmiennych w czasie estymatorów widmowej gęstości mocy (3.2) [85]. Zarówno z teoretycznego, jak też praktycznego punktu widzenia, kluczowe znaczenie klasyfikacja sygnałów niestacjonarnych, umożliwiającą określenie tzw. 'stopnia niestacjonarności' sygnału niestacjonarnego. Ważną i dającą możliwość zaproponowania klasy algorytmów parametryzacji Schura sygnałów niestacjonarnych, o zmiennym – w zależności od 'stopnia niestacjonarności' sygnału stopniu złożoności algorytmu, jest klasa sygnałów α -stacjonarnych [45, 69, 70, 84].

Dlatego też zaproponowanie efektywnych metod ekstrakcji zmiennych w czasie współczynników Schura parametryzowanego, czyli metod parametryzacji Schura sygnałów niestacjonarnych, z wykorzystaniem koncepcji sygnałów 'quasi-stacjonarnych' stanowi przedmiot następnego rozdziału niniejszej pracy.

Rozdział 4

Ortogonalna adaptacyjna parametryzacja Schura losowych niestacjonarnych sygnałów impulsowych

Jak wynika z zaproponowanej w poprzednim rozdziale idei rozwiązania zagadnienia stanowiącego przedmiot niniejszej pracy, przyjętym w niej punktem wyjścia do przeprowadzenia badań rzeczywistych akustycznych sygnałów impulsowych występujących w sporcie strzeleckim i oceny ich traumatyzującego oddziaływania w aspekcie fizjologii narządu słuchu, jest ortogonalna parametryzacja Schura sygnałów niestacjonarnych.

Ponieważ stopnień złożoności algorytmów przetwarzania losowych sygnałów niestacjonarnych jest znacznie większy, niż w przypadku sygnałów stacjonarnych, w niniejszym rozdziale została wprowadzona klasa modeli sygnałów niestacjonarnych, nazwana tutaj sygnałami p -stacjonarnymi. Zaproponowanie tej klasy sygnałów quasi-stacjonarnych umożliwia wyprowadzenie klasy szybkich, w porównaniu z przypadkiem ogólnym niestacjonarności, algorytmów parametryzacji Schura o hierarchicznie zwiększonym stopniu złożoności modeli niestacjonarnych.

Dlatego też na wstępie zostanie rozważona klasyfikacja sygnałów niestacjonarnych, umożliwiająca w dalszym ciągu wprowadzenie klasy sygnałów p -stacjonarnych.

4.1 Klasyfikacja sygnałów niestacjonarnych

Niech $p(x_1, x_2, \dots, x_m; t_1, t_2, \dots, t_m)$, gdzie $m = 1, 2, \dots$, oznacza m -wymiarową łączną gęstość prawdopodobieństwa obserwowanego sygnału losowego $y(t)$. Sygnał ten nazwiemy *ściśle stacjonarnym* [163], jeśli $\forall \gamma$ mamy dla $m = 1, 2, \dots$

$$p(x_1, x_2, \dots, x_m; t_1, t_2, \dots, t_m) = p(x_1, x_2, \dots, x_m; t_1 + \gamma, t_2 + \gamma, \dots, t_m + \gamma) \quad (4.1)$$

gdzie γ jest dowolną stałą. Jeśli, przykładowo, przyjąć że $\gamma = -t_1$, to wówczas

$$p(x_1, x_2, \dots, x_m; t_1, t_2, \dots, t_m) = p(x_1, x_2, \dots, x_m; t_2 - t_1, \dots, t_m - t_1) \quad (4.2)$$

Ponieważ interesują nas sygnały 2-go rzędu, z zależności (4.2) dla $m = 1, 2$ wynika, że

$$p(x_1; t_1) = p(x_1) \quad (4.3)$$

$$p(x_1, x_2; t_1, t_2) = p(x_1, x_2; t_2 - t_1) \quad (4.4)$$

Stąd wniosek, że stacjonarny sygnał 2-go rzędu (zwany sygnałem stacjonarnym w *szerszym sensie* [163]) charakteryzuje się:

- niezmienną w czasie wartością średnią μ_y

$$\mu_y = E y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} x_1 p(x_1) dx_1 \quad (4.5)$$

gdzie E oznacza operator uśredniania probabilistycznego, zaś $y(t)$ — zmienną losową (tj. wartość) sygnału y w chwili t ;

- niezmienną w czasie wariancją σ_y^2

$$\sigma_y^2 = E[y(t) - \mu_y]^2 = \int_{-\infty}^{\infty} [x_1 - \mu_y]^2 p(x_1) dx_1 \quad (4.6)$$

- oraz kowariancją $h_{t_2-t_1}$

$$\begin{aligned} h_{t_2-t_1} &= E[y(t_1) - \mu_y][y(t_2) - \mu_y] = \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} [x_1 - \mu_y][x_2 - \mu_y] p(x_1, x_2; t_2 - t_1) dx_1 dx_2 \end{aligned} \quad (4.7)$$

o wartościach zależnych jedynie od różnicy argumentów $\tau = t_2 - t_1$, gdzie wielkość τ często nazywa się *opóźnieniem*.

Jeśli więc charakterystyki probabilistyczne danego sygnału losowego nie spełniają zależności (4.5)–(4.7), to taki sygnał 2-go rzędu nazywa się *niestacjonarnym*. Jest oczywiste, że opis, estymacja charakterystyk probabilistycznych, jak też algorytmy przetwarzania sygnałów niestacjonarnych są znacznie bardziej skomplikowane, niż w przypadku sygnałów stacjonarnych 2-go rzędu. Dlatego też nie jest celowe tworzenie swoistej 'klasy równoważności', zawierającej wszystkie sygnały niestacjonarne 2-go rzędu, jako nie spełniające zależności (4.5)–(4.7), bez możliwości rozróżnienia sygnałów 'bardziej' i 'mniej' niestacjonarnych. Z praktycznego punktu widzenia wygodne jest wprowadzenie klasyfikacji 'stopnia niestacjonarności' sygnału, bowiem jeśli dany sygnał nie spełnia wprawdzie zależności (4.5)–(4.7), niemniej jednak jest – w dobrze zdefiniowanym sensie – 'bliski' sygnałowi stacjonarnemu (tj. można taki sygnał nazwać *quasi-stacjonarnym*), to wówczas można zaproponować algorytmy przetwarzania o stopniu skomplikowania znacznie zmniejszonym, w stosunku do przypadku sygnału 'dalekiego' od stacjonarności. Jedną z takich metod klasyfikacji sygnałów niestacjonarnych jest metoda oparta na pojęciu tzw. α -stacjonarności [70, 86, 69, 45].

Przyjmijmy, że obserwujemy scentrowany losowy sygnał y o czasie dyskretnym na skończonym odcinku czasu

$$\{t, t-1, \dots, t-n\} \quad (4.8)$$

Jest on więc reprezentowany przez zbiór wartości (tj., zmienne losowe)

$$\{y_t, y_{t-1}, \dots, y_{t-n}\} \quad (4.9)$$

Rozważmy macierz kowariancyjną wymiaru $(n+1) \times (n+1)$

$$H = [h_{i,k}]_{i,k=0,\dots,n} = \begin{bmatrix} h_{0,0} & h_{0,1} & \dots & h_{0,n} \\ h_{1,0} & h_{1,1} & \dots & h_{1,n} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ h_{n,0} & h_{n,1} & \dots & h_{n,n} \end{bmatrix} \quad (4.10)$$

tego sygnału, gdzie

$$h_{i,k} \triangleq \mathbf{E} y_{t-i} \bar{y}_{t-k} \quad (4.11)$$

zaś $\bar{}$ oznacza sprzężenie zespolone. Zauważmy, że H jest macierzą hermitowską, co wynika z faktu, iż

$$h_{k,i} = \mathbf{E} y_{t-k} \bar{y}_{t-i} = \mathbf{E} \bar{y}_{t-i} y_{t-k} = \bar{h}_{i,k} \quad (4.12)$$

Nie jest to wprawdzie niezbędne, ale – jak się okaże w dalszych rozważaniach – wygodnie jest wprowadzić następującą 'normalizację' macierzy (4.10)

$$h_{i,k} \leftarrow \frac{h_{i,k}}{\sqrt{h_{i,i} h_{k,k}}} \quad (4.13)$$

skąd wynika, iż dla $i = 0, \dots, n$

$$h_{i,i} = 1 \quad (4.14)$$

Wówczas otrzymujemy

$$H = \begin{bmatrix} 1 & h_{0,1} & \dots & h_{0,n} \\ \bar{h}_{0,1} & 1 & \ddots & \vdots \\ \vdots & \ddots & \ddots & h_{n-1,n} \\ \bar{h}_{0,n} & \dots & \bar{h}_{n-1,n} & 1 \end{bmatrix} \quad (4.15)$$

Jeśli obserwowany sygnał $\mathbf{y}$ byłby sygnałem 2-go rzędu, stacjonarnym w szerszym sensie, to byłaby spełniona – w szczególności – zależność (4.7). Wówczas wartości kowariancji (4.11) tego sygnału wyrażałyby się jako

$$h_{i,k} = h_{k-i} \quad (4.16)$$

i, w konsekwencji, macierz H (4.10) przyjąłaby postać

$$H = [h_{k-i}]_{i,k=0,\dots,n} = \begin{bmatrix} 1 & h_1 & \dots & h_n \\ \bar{h}_1 & 1 & \dots & h_{n-1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \bar{h}_n & \bar{h}_{n-1} & \dots & 1 \end{bmatrix} \quad (4.17)$$

a więc stałaby się *macierzą Toeplitza*, o równych elementach na wszystkich przekątnych. Z powyższej właściwości macierzy Toeplitza wywodzi się klasyfikacja sygnałów niestacjonarnych, w której miarą niestacjonarności jest 'odległość' macierzy kowariancyjnej (4.10) od macierzy Toeplitza (4.17).

Miarę taką można wprowadzić, definiując tzw. *macierz przesunięcia* [69]

$$Z \triangleq \begin{bmatrix} 0 & 0 & \dots & 0 \\ 1 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \ddots & \ddots & \vdots \\ 0 & \dots & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (4.18)$$

Dla macierzy (4.10) mamy wówczas

$$ZHZ^* = \begin{bmatrix} 0 & 0 & \dots & 0 \\ 0 & h_{0,0} & \dots & h_{0,n-1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \bar{h}_{0,n-1} & \dots & h_{n-1,n-1} \end{bmatrix} \quad (4.19)$$

Rozważmy macierz Toeplitza (4.17) i wyznaczmy macierz różnicową

$$DH \triangleq H - ZHZ^* = \begin{bmatrix} 1 & h_1 & \dots & h_n \\ \bar{h}_1 & 0 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ \bar{h}_n & 0 & \dots & 0 \end{bmatrix} \quad (4.20)$$

Rząd macierzy DH (4.20) będzie więc – dla sygnału 2-go rzędu, stacjonarnego w szerszym sensie – wynosić 2 i macierz tę może przedstawić jako

$$DH = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \bar{h}_1 & \bar{h}_1 \\ \vdots & \vdots \\ \bar{h}_n & \bar{h}_n \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 & h_1 & \dots & h_n \\ 0 & h_1 & \dots & h_n \end{bmatrix} = \mathcal{G}J\mathcal{G}^* \quad (4.21)$$

gdzie macierz

$$J \triangleq \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & -1 \end{bmatrix} \quad (4.22)$$

nazywana jest *macierzą sygnaturową*, zaś macierz

$$\mathcal{G} \triangleq \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ \bar{h}_1 & \bar{h}_1 \\ \vdots & \vdots \\ \bar{h}_n & \bar{h}_n \end{bmatrix} \quad (4.23)$$

określa się mianem *generatora różnicowego* [70] macierzy Toeplitza (4.17).

Z powyższego wyniku pojęcie sygnału α -stacjonarnego. Parametr α definiujemy jako rząd macierzy różnicowej DH (4.20), który – jak wcześniej zauważyliśmy – w przypadku sygnału stacjonarnego (tj. o macierzy kowariancji Toeplitza) przyjmuje wartość $\alpha = 2$.

W przypadku ogólnym, dla danego sygnału niestacjonarnego mamy

$$\alpha \triangleq \text{rank} \{DH\} = \text{rank} \{H - ZHZ^t\} \quad (4.24)$$

i α określa *rząd przesunięcia* [70] macierzy H . Jeśli przez p i q oznaczymy liczbę, odpowiednio, dodatnich i ujemnych wartości własnych macierzy H , to wtedy

$$\alpha = p + q \quad (4.25)$$

i sygnał taki nazywamy α -stacjonarnym.

Wówczas mamy

$$\begin{aligned}
 DH &= \begin{bmatrix} \bar{a}_{0,0} & \dots & \bar{a}_{p,0} & \vdots & \bar{b}_{0,0} & \dots & \bar{b}_{q,0} \\ \vdots & \dots & \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ \bar{a}_{0,n} & \dots & \bar{a}_{p,n} & \vdots & \bar{b}_{0,n} & \dots & \bar{b}_{q,n} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} I_p & 0 \\ 0 & -I_q \end{bmatrix} \begin{bmatrix} a_{0,0} & \dots & a_{0,n} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{p,0} & \dots & a_{p,n} \\ \dots & \dots & \dots \\ b_{0,0} & \dots & b_{0,n} \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ b_{q,0} & \dots & b_{q,n} \end{bmatrix} \\
 &= \mathcal{G} J_{p+q} \mathcal{G}^*
 \end{aligned} \tag{4.26}$$

gdzie macierz sygnowa wyraża się jako

$$J_{p+q} = \begin{bmatrix} I_p & 0 \\ 0 & -I_q \end{bmatrix} \tag{4.27}$$

zaś macierz

$$\mathcal{G} = \begin{bmatrix} \bar{a}_{0,0} & \dots & \bar{a}_{p,0} & \vdots & \bar{b}_{0,0} & \dots & \bar{b}_{q,0} \\ \vdots & \dots & \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ \bar{a}_{0,n} & \dots & \bar{a}_{p,n} & \vdots & \bar{b}_{0,n} & \dots & \bar{b}_{q,n} \end{bmatrix} \tag{4.28}$$

jest nazywana generatorem różnicowym macierzy H .

4.2 Parametryzacja Schura p -stacjonarnych sygnałów losowych 2-go rzędu

Rozważenie klasy losowych sygnałów α -stacjonarnych pozwala klasyfikować sygnały niestacjonarne z punktu widzenia ich 'stopnia niestacjonarności', umożliwiając zaproponowanie algorytmów przetwarzania takich sygnałów o stopniu złożoności zmniejszonym w stosunku do sygnału 'całkowicie' niestacjonarnego, o hermitowskiej macierzy kowariancyjnej.

Mając powyższą obserwację na uwadze, w dalszej części niniejszego rozdziału proponujemy klasę algorytmów parametryzacji Schura niestacjonarnych sygnałów losowych, wykorzystując koncepcję klasyfikacji sygnałów α -stacjonarnych dla wprowadzenia klasy p -stacjonarnych sygnałów losowych, rozpinających przestrzeń Hilberta o p -niezmienniczym iloczynie skalarnym.

4.2.1 Przestrzenie sygnałów losowych z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym

Niech $\{\Omega, \mathcal{B}, \mu\}$ będzie przestrzenią probabilistyczną, gdzie Ω oznacza przestrzeń zdarzeń elementarnych $\omega \in \Omega$, $\mathcal{B}$ – σ -ciało zbiorów borelowskich przestrzeni Ω , zaś μ – miarę prawdopodobieństwa określoną na $\mathcal{B}$. Przez $L_2\{\Omega, \mathcal{B}, \mu\}$ będziemy rozumieć ośrodkową przestrzeń unitarną σ -mierzalnych odwzorowań $w : \Omega \rightarrow \mathbb{C}$, spełniających warunek $\int_{\Omega} |w(\omega)|^2 \mu(d\omega) < \infty$. W przestrzeni $L_2\{\Omega, \mathcal{B}, \mu\}$ określimy iloczyn skalarny jako

$$(w, v)_{\Omega} \triangleq \int_{\Omega} w(\omega) \bar{v}(\omega) \mu(d\omega) = \mathbf{E} w \bar{v} \quad (4.29)$$

gdzie $\mathbf{E}$ oznacza operator uśredniania probabilistycznego. Iloczyn skalarny (4.29) indukuje normę

$$\|w\|_{\Omega}^2 = \int_{\Omega} |w(\omega)|^2 \mu(d\omega) = \mathbf{E} |w|^2 \quad (4.30)$$

i metrykę

$$d_{\Omega}(w, v) = \|w - v\|_{\Omega} \quad (4.31)$$

Przy zupełności, wynikającej z tw. Riesz [47], $L_2\{\Omega, \mathcal{B}, \mu\}$ będzie przestrzenią Hilberta. Niech T oznacza zbiór liczb całkowitych i niech $t \in T$. Odwzorowanie

$$t \rightarrow y_t = y_t(\omega) \in L_2\{\Omega, \mathcal{B}, \mu\} \quad (4.32)$$

nazwiemy sygnałem losowym Hilberta o czasie dyskretnym, jeśli $\forall_{t \in T} \|y_t\|_{\Omega}^2 < \infty$. Sygnał taki oznaczmy jako $\mathbf{y}$. Załóżmy, że $\forall_n$ i dla niezerowych skalarów $\alpha_0, \dots, \alpha_n$ mamy

$$\mu\{\alpha_0 y_t + \dots + \alpha_n y_{t-n} = 0\} = 0 \quad (4.33)$$

tj. zmienne losowe $\mathbf{y} = \{y_t\}_{t=-\infty}^0$ tworzą zbiór liniowo niezależny i mogą być traktowane jako baza ośrodkowej przestrzeni Hilberta

$$\mathcal{S} \triangleq \text{span}\{y_t, y_{t-1}, \dots\} \quad (4.34)$$

z iloczynem skalarnym

$$(y_{t-i}, y_{t-k})_{\Omega} = \mathbf{E} y_{t-i} \bar{y}_{t-k} = h_{i,k} \quad (4.35)$$

gdzie $h_{i,k}$ oznacza kowariancję zmiennych losowych y_{t-i} i y_{t-k} . Niech

$$S_i^k \triangleq \text{span}\{y_{t-i}, \dots, y_{t-k}\} \subset \mathcal{S} \quad (4.36)$$

oznacza $(k - i + 1)$ -wymiarową podprzestrzeń przestrzeni $\mathcal{S}$. Przyjmijmy $i = 0$ oraz $k = N(p + 1) + p$ dla $p, N = 0, 1, \dots$ i rozważmy podprzestrzeń

$$S \triangleq S_0^{N(p+1)+p} = \text{span}\{y_t, \dots, y_{t-N(p+1)-p}\} \quad (4.37)$$

wymiaru $(N+1)(p+1)$. Wówczas macierzą Grama bazy przestrzeni zmiennych losowych (4.37) będzie macierz

$$\begin{aligned} H &= [(y_{t-i}, y_{t-k})_{\Omega}]_{i,k=0,\dots,N(p+1)+p} \\ &= [\mathbf{E}y_{t-i}\bar{y}_{t-k}]_{i,k=0,\dots,N(p+1)+p} \\ &= [h_{i,k}]_{i,k=0,\dots,N(p+1)+p} \end{aligned} \quad (4.38)$$

wymiaru $(N+1)(p+1) \times (N+1)(p+1)$. Z uwagi na przemienność iloczynu skalarnego (4.35), mamy

$$h_{i,k} = \bar{h}_{k,i} \quad (4.39)$$

skąd wniosek, że macierz Grama H , będąca jednocześnie macierzą kowariancyjną sygnału losowego y , jest macierzą symetryczną po hermitowsku. Liniowa niezależność zmiennych losowych (4.37) implikuje dodatnią określoność macierzy H . Oznaczając przez $H_{m,n}$ następujące podmacierze wymiaru $(p+1) \times (p+1)$

$$H_{m,n} \triangleq \begin{bmatrix} h_{m(p+1),n(p+1)} & \dots & h_{m(p+1),n(p+1)+p} \\ \vdots & & \vdots \\ h_{m(p+1)+p,n(p+1)} & \dots & h_{m(p+1)+p,n(p+1)+p} \end{bmatrix} \quad (4.40)$$

dla $m, n = 0, \dots, N$ możemy przedstawić macierz H jako macierz $(N+1) \times (N+1)$ klatkową

$$H = [H_{m,n}]_{m,n=0,\dots,N} = \begin{bmatrix} H_{0,0} & H_{0,1} & \dots & H_{0,N} \\ H_{0,1}^* & H_{1,1} & \dots & H_{1,N} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ H_{0,N}^* & H_{1,N}^* & \dots & H_{N,N} \end{bmatrix} \quad (4.41)$$

o klatkach wymiaru $(p+1) \times (p+1)$, gdzie $*$ oznacza transpozycję Hermitowską.

Definicja 4.1

Macierz H nazwiemy klatkową macierzą p -Toeplitzowską, jeśli dla $m, n = 0, \dots, N$

$$H_{m,n} = H_{n-m} \quad (4.42)$$

□

Zatem klatkowa macierz p -Toeplitzowska ma postać

$$H = [H_{n-m}]_{m,n=0,\dots,N} = \begin{bmatrix} H_0 & H_1 & \dots & H_N \\ H_1^* & H_0 & \dots & H_{N-1} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ H_N^* & H_{N-1}^* & \dots & H_0 \end{bmatrix} \quad (4.43)$$

gdzie dla $n = 0, \dots, N$

$$H_n = \begin{bmatrix} h_{0,n(p+1)} & \dots & h_{0,n(p+1)+p} \\ \vdots & & \vdots \\ h_{p,n(p+1)} & \dots & h_{p,n(p+1)+p} \end{bmatrix} \quad (4.44)$$

Przykład 4.1 ($N = 2$)

a) klatkowa macierz p -Toeplitzowska dla $p = 0$

$$H = \begin{bmatrix} h_{0,0} & \vdots & h_{0,1} & \vdots & h_{0,2} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \bar{h}_{0,1} & \vdots & h_{0,0} & \vdots & h_{0,1} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \bar{h}_{0,2} & \vdots & \bar{h}_{0,1} & \vdots & h_{0,0} \end{bmatrix} \quad (4.45)$$

b) klatkowa macierz p -Toeplitzowska dla $p = 1$

$$H = \begin{bmatrix} h_{0,0} & h_{0,1} & \vdots & h_{0,2} & h_{0,3} & \vdots & h_{0,4} & h_{0,5} \\ \bar{h}_{0,1} & h_{1,1} & \vdots & h_{1,2} & h_{1,3} & \vdots & h_{1,4} & h_{1,5} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \bar{h}_{0,2} & \bar{h}_{1,2} & \vdots & h_{0,0} & h_{0,1} & \vdots & h_{0,2} & h_{0,3} \\ \bar{h}_{0,3} & \bar{h}_{1,3} & \vdots & \bar{h}_{0,1} & h_{1,1} & \vdots & h_{1,2} & h_{1,3} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \bar{h}_{0,4} & \bar{h}_{1,4} & \vdots & \bar{h}_{0,2} & \bar{h}_{1,2} & \vdots & h_{0,0} & h_{0,1} \\ \bar{h}_{0,5} & \bar{h}_{1,5} & \vdots & \bar{h}_{0,3} & \bar{h}_{1,3} & \vdots & \bar{h}_{0,1} & h_{1,1} \end{bmatrix} \quad (4.46)$$

c) klatkowa macierz p -Toeplitzowska dla $p = 2$

$$H = \begin{bmatrix} h_{0,0} & h_{0,1} & h_{0,2} & \vdots & h_{0,3} & h_{0,4} & h_{0,5} & \vdots & h_{0,6} & h_{0,7} & h_{0,8} \\ \bar{h}_{0,1} & h_{1,1} & h_{1,2} & \vdots & h_{1,3} & h_{1,4} & h_{1,5} & \vdots & h_{1,6} & h_{1,7} & h_{1,8} \\ \bar{h}_{0,2} & \bar{h}_{1,2} & h_{2,2} & \vdots & h_{2,3} & h_{2,4} & h_{2,5} & \vdots & h_{2,6} & h_{2,7} & h_{2,8} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \bar{h}_{0,3} & \bar{h}_{1,3} & \bar{h}_{2,3} & \vdots & h_{0,0} & h_{0,1} & h_{0,2} & \vdots & h_{0,3} & h_{0,4} & h_{0,5} \\ \bar{h}_{0,4} & \bar{h}_{1,4} & \bar{h}_{2,4} & \vdots & \bar{h}_{0,1} & h_{1,1} & h_{1,2} & \vdots & h_{1,3} & h_{1,4} & h_{1,5} \\ \bar{h}_{0,5} & \bar{h}_{1,5} & \bar{h}_{2,5} & \vdots & \bar{h}_{0,2} & \bar{h}_{1,2} & h_{2,2} & \vdots & h_{2,3} & h_{2,4} & h_{2,5} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \bar{h}_{0,6} & \bar{h}_{1,6} & \bar{h}_{2,6} & \vdots & \bar{h}_{0,3} & \bar{h}_{1,3} & \bar{h}_{2,3} & \vdots & h_{0,0} & h_{0,1} & h_{0,2} \\ \bar{h}_{0,7} & \bar{h}_{1,7} & \bar{h}_{2,7} & \vdots & \bar{h}_{0,4} & \bar{h}_{1,4} & \bar{h}_{2,4} & \vdots & \bar{h}_{0,1} & h_{1,1} & h_{1,2} \\ \bar{h}_{0,8} & \bar{h}_{1,8} & \bar{h}_{2,8} & \vdots & \bar{h}_{0,5} & \bar{h}_{1,5} & \bar{h}_{2,5} & \vdots & \bar{h}_{0,2} & \bar{h}_{1,2} & h_{2,2} \end{bmatrix} \quad (4.47)$$

□

Definicja 4.2

Sygnał losowy y nazwiemy p -stacjonarnym, jeśli jego macierz kowariancyjna (4.38) jest klatkową macierzą p -Toeplitzowską.

□

Niech

$$Z^{p+1} \triangleq \underbrace{Z \cdot \dots \cdot Z}_{p+1} \quad (4.48)$$

oraz niech

$$D^{p+1}H \triangleq H - Z^{p+1}H(Z^{p+1})^* \quad (4.49)$$

gdzie H jest klatkową macierzą p -Toeplitzowską (4.43). Wówczas mamy

$$\text{rank}\{D^{p+1}H\} = 2(p+1) \quad (4.50)$$

oraz

$$D^{p+1}H = \mathcal{G}_{p+1}\Sigma_{p+1}(\mathcal{G}_{p+1})^* \quad (4.51)$$

gdzie

$$\Sigma_{p+1} = \begin{bmatrix} I_{p+1} & \\ & -I_{p+1} \end{bmatrix} \quad (4.52)$$

oraz

$$\mathcal{G}_{p+1} \triangleq \begin{bmatrix} H'_0 & H'_0 - I_{p+1} \\ H_1 & H_1 \\ \vdots & \vdots \\ H_N & H_N \end{bmatrix} \quad (4.53)$$

przy czym

$$H'_0 = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \dots & 0 \\ h_{0,1} & 1 & \dots & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ h_{0,p+1} & h_{1,p+1} & \dots & 1 \end{bmatrix} \quad (4.54)$$

Rozważmy dla $n = 0, \dots, N$ rodzinę podprzestrzeni S_n wymiaru $(p+1)$ (dla $p = 0, 1, \dots$), określonych jako

$$S_n \triangleq S_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} = \text{span}\{y_{t-n(p+1)}, \dots, y_{t-n(p+1)-p}\} \quad (4.55)$$

Przykład 4.2 ($N = 2$)

a) podprzestrzenie dla $p = 0$

$$S_0 = \text{span}\{y_t\}$$

$$S_1 = \text{span}\{y_{t-1}\} \quad (4.56)$$

$$S_2 = \text{span}\{y_{t-2}\} \quad (4.57)$$

b) podprzestrzenie dla $p = 1$

$$S_0 = \text{span}\{y_t, y_{t-1}\}$$

$$S_1 = \text{span}\{y_{t-2}, y_{t-3}\} \quad (4.58)$$

$$S_2 = \text{span}\{y_{t-4}, y_{t-5}\} \quad (4.59)$$

c) podprzestrzenie dla $p = 2$

$$S_0 = \text{span}\{y_t, y_{t-1}, y_{t-2}\}$$

$$S_1 = \text{span}\{y_{t-3}, y_{t-4}, y_{t-5}\} \quad (4.60)$$

$$S_2 = \text{span}\{y_{t-6}, y_{t-7}, y_{t-8}\} \quad (4.61)$$

□

Rozważmy w każdej z nich, dla $i = n(p+1), \dots, n(p+1) + p$ oraz $k = i, \dots, n(p+1) + p$ podprzestrzenie (4.36)

$$S_i^k = \text{span}\{y_{t-i}, \dots, y_{t-k}\} \quad (4.62)$$

Dowolny element podprzestrzeni $\varphi_i^k \in S_i^k \subset S$ wyraża się jako

$$\varphi_i^k = \sum_{j=i}^k f_j y_{t-j} \quad (4.63)$$

Wówczas mamy

$$(\varphi_i^k, \psi_i^k)_\Omega = \mathbf{E} \varphi_i^k \bar{\psi}_i^k \quad (4.64)$$

gdzie

$$\psi_i^k = \sum_{j=i}^k g_j y_{t-j} \in S_i^k \subset S \quad (4.65)$$

Definicja 4.3

Przestrzeń S (4.37) nazwiemy przestrzenią z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym, jeśli dla dowolnych jej elementów φ_i^k (4.63) i ψ_i^k (4.65) oraz $n = 1, \dots, N$ mamy

$$(\varphi_i^k, \psi_i^k)_\Omega = (\varphi_{i+n(p+1)}^{k+n(p+1)}, \psi_{i+n(p+1)}^{k+n(p+1)})_\Omega \quad (4.66)$$

□

Twierdzenie 4.1

Jeśli sygnał losowy y rozpinający przestrzeń S jest sygnałem p -stacjonarnym, to S jest przestrzenią z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym.

Dowód.

Dla przeprowadzenia dowodu wystarczy rozważyć elementy φ_i^k i ψ_i^k podprzestrzeni S_n dla wartości indeksów $i = n(p+1)$ oraz $k = n(p+1) + p$. Mamy wówczas

$$\varphi_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} = \sum_{j=n(p+1)}^{n(p+1)+p} f_j y_{t-j} = F_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} Y_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \quad (4.67)$$

gdzie

$$F_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} = [f_{n(p+1)} \dots f_{n(p+1)+p}] \quad (4.68)$$

i

$$Y_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} = \text{col}[y_{t-n(p+1)} \dots y_{t-n(p+1)-p}] \quad (4.69)$$

Podobnie,

$$\psi_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} = \sum_{j=n(p+1)}^{n(p+1)+p} g_j y_{t-j} = G_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} Y_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \quad (4.70)$$

gdzie

$$G_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} = [g_{n(p+1)} \dots g_{n(p+1)+p}] \quad (4.71)$$

Wówczas

$$\begin{aligned} (\varphi_{n(p+1)}^{n(p+1)+p}, \psi_{n(p+1)}^{n(p+1)+p})_{\Omega} &= \mathbf{E} \varphi_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \bar{\psi}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \\ &= F_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \mathbf{E} \{ Y_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} (Y_{n(p+1)}^{n(p+1)+p})^* \} (G_{n(p+1)}^{n(p+1)+p})^* \\ &= F_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} H_{n,n} (G_{n(p+1)}^{n(p+1)+p})^* \end{aligned} \quad (4.72)$$

gdzie $H_{n,n}$ jest wyrażona przez (4.40), z m zamienionym na n ; tj.,

$$H_{n,n} = \begin{bmatrix} h_{n(p+1),n(p+1)} & \dots & h_{n(p+1),n(p+1)+p} \\ \vdots & & \vdots \\ h_{n(p+1)+p,n(p+1)} & \dots & h_{n(p+1)+p,n(p+1)+p} \end{bmatrix} \quad (4.73)$$

Jeśli sygnał y jest sygnałem p -stacjonarnym, to jego macierz kowariancyjna jest macierzą p -Toeplitzowską, skąd wniosek, że

$$H_{n,n} = H_{n+1,n+1} = H_0 = \begin{bmatrix} h_{0,0} & \dots & h_{0,p} \\ \vdots & & \vdots \\ h_{p,0} & \dots & h_{p,p} \end{bmatrix} \quad (4.74)$$

gdzie H_0 jest wyrażona przez (4.44) przy $n = 0$. Zatem

$$\left(\varphi_{n(p+1)}^{n(p+1)+p}, \psi_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \right)_{\Omega} = \left(\varphi_{(n+1)(p+1)}^{(n+2)p+(n+1)}, \psi_{(n+1)(p+1)}^{(n+2)p+(n+1)} \right)_{\Omega} \quad (4.75)$$

□

Wyprowadzenie klasy uogólnionych algorytmów parametryzacji Schura dla zaproponowanej klasy sygnałów niestacjonarnych przeprowadzimy metodą geometryczną w przestrzeni wektorów współczynników filtru parametryzującego, o parametrach zmiennych w czasie. Wykorzystamy w tym celu izomorfizm Kołmogorowa tych przestrzeni.

4.2.2 Izomorfizm przestrzeni zmiennych losowych i wektorów współczynników

Niech V oznacza domkniętą $(M+1)$ -wymiarową przestrzeń unitarną, której bazę naturalną oznaczmy jako

$$\mathbf{e}_i = [0 \dots 0 \underbrace{1}_i 0 \dots 0] = [e_{i,j}]_{j=0, \dots, M}, \quad i = 0, \dots, M \quad (4.76)$$

tj., mamy

$$e_{i,j} = \begin{cases} 1 & \text{jeli } j = i \\ 0 & \text{jeli } j \neq i \end{cases} \quad (4.77)$$

Zatem

$$V \triangleq \text{span}\{\mathbf{e}_0, \dots, \mathbf{e}_M\} \quad (4.78)$$

Dowolny element $\mathbf{f} \in V$ tej przestrzeni możemy wówczas wyrazić jako

$$\mathbf{f} = \sum_{i=0}^M f_i \mathbf{e}_i = \sum_{i=0}^M f_i [0 \dots 0 \underbrace{1}_i 0 \dots 0] = [f_0 \dots f_M] \quad (4.79)$$

Niech $\mathbf{g} = [g_0 \dots g_M]$ oznacza inny element przestrzeni V . Zdefiniujmy w przestrzeni (4.78) ważony iloczyn skalarny

$$(\mathbf{f}, \mathbf{g})_V \triangleq \mathbf{f} H \mathbf{g}^* \quad (4.80)$$

gdzie H jest dodatnio półkoreśloną macierzą (4.10) lub jej wersją unormowaną (4.15), zaś $*$ oznacza transpozycję hermitowską. Iloczyn skalarny (4.80) indukuje normę

$$\|\mathbf{f}\|_V = (\mathbf{f}, \mathbf{f})_V^{\frac{1}{2}} = (\mathbf{f} H \mathbf{f}^*)^{\frac{1}{2}} \quad (4.81)$$

oraz metrykę

$$d_V(\mathbf{f}, \mathbf{g}) = \|\mathbf{f} - \mathbf{g}\|_V \quad (4.82)$$

W szczególności, mamy

$$(\mathbf{e}_i, \mathbf{e}_k)_V = \mathbf{e}_i H \mathbf{e}_k^* = h_{i,k} \quad (4.83)$$

oraz

$$\|\mathbf{e}_i\|_V = (\mathbf{e}_i, \mathbf{e}_i)_V^{\frac{1}{2}} = (h_{i,i})^{\frac{1}{2}} \quad (4.84)$$

przy czym, w przypadku macierzy unormowanej (4.15), mamy

$$\|\mathbf{e}_i\|_V = 1 \quad (4.85)$$

Zauważmy, że elementy unormowanej macierzy wagowej (macierzy Grama) (4.15) można, w istocie, interpretować jako cosinusy kierunkowe kolejnych elementów $\mathbf{e}_i$ bazy naturalnej, względem pozostałych 'osi' rozważanej przestrzeni wektorowej (4.78); tj., mamy

$$(\mathbf{e}_i, [\mathbf{e}_0 \dots \mathbf{e}_M]^*)_V = \mathbf{e}_i H \mathbf{I} = [\bar{h}_{0,i} \dots \bar{h}_{i,i+1} \ 1 \ h_{i,i+1} \dots h_{i,M}] \quad (4.86)$$

Przyjmijmy $M = N(p+1) + p$.

Stwierdzenie 4.1 (Izomorfizm Kołmogorowa)

Przestrzenie S (4.37) i V (4.78) są izomorficznie izometryczne.

Dowód.

Izomorfizm wynika z faktu, iż

$$\mathbf{e}_i \leftrightarrow y_{t-i} \quad (4.87)$$

Stąd

$$\forall_{\varphi \in S \wedge \mathbf{f} \in V} \quad \varphi \leftrightarrow \mathbf{f} \quad (4.88)$$

Izometria

$$\|\varphi\|_\Omega = \|\mathbf{f}\|_V \quad (4.89)$$

wynika z tego, iż

$$(\varphi, \psi)_\Omega = \mathbf{E} \varphi \bar{\psi} = [f_0 \dots f_M] \mathbf{E} Y Y^* [g_0 \dots g_M]^* = \mathbf{f} H \mathbf{g}^* = (\mathbf{f}, \mathbf{g})_V \quad (4.90)$$

□

Rozważmy $(N+1)(p+1)$ -wymiarową przestrzeń

$$V = \text{span}\{\mathbf{e}_0, \dots, \mathbf{e}_{N(p+1)+p}\} \quad (4.91)$$

o bazie naturalnej

$$\mathbf{e}_i = [0 \dots 0 \underbrace{1}_i 0 \dots 0] = [e_{i,j}]_{j=0, \dots, N(p+1)+p}, \quad i = 0, \dots, N(p+1) + p \quad (4.92)$$

i wprowadźmy w niej dla $n = 0, \dots, N$ następujące podprzestrzenie

$$V_n \triangleq V_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} = \text{span}\{\mathbf{e}_{n(p+1)}, \dots, \mathbf{e}_{n(p+1)+p}\} \quad (4.93)$$

oraz zauważmy, że

$$\dim V_n = p + 1 \quad \text{dla } n = 0, \dots, N \quad (4.94)$$

Przykład 4.3 ($N = 2$)

a) podprzestrzenie dla $p = 0$

$$\begin{aligned} V_0 &= \text{span}\{\mathbf{e}_0\} \\ V_1 &= \text{span}\{\mathbf{e}_1\} \end{aligned} \quad (4.95)$$

$$V_2 = \text{span}\{\mathbf{e}_2\} \quad (4.96)$$

b) podprzestrzenie dla $p = 1$

$$\begin{aligned} V_0 &= \text{span}\{\mathbf{e}_0, \mathbf{e}_1\} \\ V_1 &= \text{span}\{\mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3\} \end{aligned} \quad (4.97)$$

$$V_2 = \text{span}\{\mathbf{e}_4, \mathbf{e}_5\} \quad (4.98)$$

c) podprzestrzenie dla $p = 2$

$$\begin{aligned} V_0 &= \text{span}\{\mathbf{e}_0, \mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2\} \\ V_1 &= \text{span}\{\mathbf{e}_3, \mathbf{e}_4, \mathbf{e}_5\} \end{aligned} \quad (4.99)$$

$$V_2 = \text{span}\{\mathbf{e}_6, \mathbf{e}_7, \mathbf{e}_8\} \quad (4.100)$$

□

Rozważmy w każdej z nich, dla $i = n(p+1), \dots, n(p+1) + p$ oraz $k = i, \dots, n(p+1) + p$ następujące podprzestrzenie

$$V_i^k = \text{span}\{\mathbf{e}_i, \dots, \mathbf{e}_k\} \quad (4.101)$$

Dowolny element tej podprzestrzeni $\mathbf{f}_i^k \in V_i^k \subset V$ wyraża się jako

$$\mathbf{f}_i^k = \sum_{j=i}^k f_j \mathbf{e}_j = [0 \dots 0 \ f_i \dots f_k \ 0 \dots 0] \quad (4.102)$$

Wniosek 4.1

Jeśli S (4.37) jest przestrzenią z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym, to V (4.78) jest również przestrzenią z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym.

Dowód.

Mając element (4.102), rozważmy element $\mathbf{g}_i^k \in V_i^k$

$$\mathbf{g}_i^k = \sum_{j=i}^k g_j \mathbf{e}_j = [0 \dots 0 \ g_i \dots g_k \ 0 \dots 0] \quad (4.103)$$

Przyjmując $i = n(p+1)$ oraz $k = n(p+1) + p$, mamy

$$\mathbf{f}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} = [0 \dots 0 \ f_{n(p+1)} \dots f_{n(p+1)+p} \ 0 \dots 0] \quad (4.104)$$

oraz

$$\mathbf{g}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} = [0 \dots 0 \ g_{n(p+1)} \dots g_{n(p+1)+p} \ 0 \dots 0] \quad (4.105)$$

Iloczyn skalarny elementów (4.104) i (4.105) wyraża się jako

$$\left(\mathbf{f}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p}, \mathbf{g}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \right)_V = F_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} H_0 \left(G_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \right)^* \quad (4.106)$$

gdzie $F_{n(p+1)}^{n(p+1)+p}$, $G_{n(p+1)}^{n(p+1)+p}$ oraz H_0 są określone, odpowiednio, przez (4.68), (4.71) oraz (4.74). Stąd i izomorfizmu (4.75) wynika, że

$$\left(\mathbf{f}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p}, \mathbf{g}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \right)_V = \left(\mathbf{f}_{(n+1)(p+1)}^{(n+1)(p+1)+p}, \mathbf{g}_{(n+1)(p+1)}^{(n+1)(p+1)+p} \right)_V \quad (4.107)$$

□

Twierdzenie 4.2

Jeśli V (4.78) jest przestrzenią z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym, to podprzestrzenie V_n (4.55) są izomorficznie izometryczne dla $n = 0, \dots, N$.

Dowód.

Rozważmy dowolne elementy (4.104), (4.103)

$$\mathbf{f}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p}, \mathbf{g}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \in V_n \subset V \quad (4.108)$$

gdzie V_n jest określona wyrażeniem (4.55), oraz

$$\mathbf{f}_{m(p+1)}^{m(p+1)+p}, \mathbf{g}_{m(p+1)}^{m(p+1)+p} \in V_m \subset V \quad (4.109)$$

Izomorfizm

$$\mathbf{f}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \leftrightarrow \mathbf{f}_{m(p+1)}^{m(p+1)+p} \quad (4.110)$$

wynika z izomorfizmu baz

$$\mathbf{e}_{n(p+1)+k} \leftrightarrow \mathbf{e}_{m(p+1)+k} \quad \text{dla } k = 0, \dots, p \quad (4.111)$$

gdyż $\dim V_n = \dim V_m = p + 1$ zgodnie z (4.94). Izometria

$$\left(\mathbf{f}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p}, \mathbf{g}_{n(p+1)}^{n(p+1)+p} \right)_V = \left(\mathbf{f}_{m(p+1)}^{m(p+1)+p}, \mathbf{g}_{m(p+1)}^{m(p+1)+p} \right)_V \quad (4.112)$$

wynika z faktu, iż V jest przestrzenią z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym. $\square$

4.2.3 Algorytm częściowej ortogonalizacji bazy naturalnej

Rozważmy podprzestrzeń

$$V_0 = V_0^p = \text{span}\{\mathbf{e}_0, \dots, \mathbf{e}_p\} \quad (4.113)$$

wyrażoną przez (4.55) przy $n = 0$. Dokonajmy następującego podziału zbioru elementów bazy naturalnej tej podprzestrzeni

$$\{\mathbf{e}_0, \dots, \mathbf{e}_{i-1}, \mathbf{e}_i, \dots, \mathbf{e}_k, \mathbf{e}_{k+1}, \dots, \mathbf{e}_p\} \quad (4.114)$$

gdzie $i = 0, \dots, p$ oraz $k = i, \dots, p$, oraz rozważmy podprzestrzeń (4.101).

4.2.4 Ortogonalizacja względem uporządkowania w przód

Przepiszmy (4.101) jako

$$V_i^k = \text{span}\{\mathbf{e}_i, \mathbf{e}_{i+1}, \dots, \mathbf{e}_k\} = \text{span}\{\mathbf{e}_i, V_{i+1}^k\} \quad (4.115)$$

i oznaczmy przez $\mathcal{P}(V)$ operator projekcji ortogonalnej na przestrzeń V . Niech

$$\alpha_i^k \triangleq \mathcal{P}(V_{i+1}^k)\mathbf{e}_i \in V_{i+1}^k \quad (4.116)$$

oraz

$$\begin{aligned} \mathbf{a}_i^k &\triangleq \mathcal{P}(V_i^k \ominus V_{i+1}^k) \mathbf{e}_i = \mathcal{P}((V_{i+1}^k)^\perp) \mathbf{e}_i = (I - \mathcal{P}(V_{i+1}^k)) \mathbf{e}_i = \mathbf{e}_i - \alpha_i^k = \\ &= [0 \dots 0 \ a_{i,i}^k \dots a_{i,k}^k \ 0 \dots 0 : \underbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}_N] \perp V_{i+1}^k \end{aligned} \quad (4.117)$$

gdzie

$$\mathbf{O}_{p+1} \triangleq [\underbrace{0 \dots 0}_{p+1}] \quad (4.118)$$

I oznacza operator tożsamościowy, $a_{i,j}^k = 0$ dla $j = 0, \dots, i-1$ i $j = k+1, \dots, p$ podczas gdy $a_{i,i}^k = 1$. Zauważmy, że $(k-i)$ można nazwać *rzędem* częściowej ortogonalizacji elementu $\mathbf{e}_i$. Wówczas unormowana wersja $\mathbf{A}_i^k$ elementu $\mathbf{a}_i^k$ będzie wyrażona jako

$$\mathbf{A}_i^k \triangleq \mathbf{a}_i^k \|\mathbf{a}_i^k\|_V^{-1} = [0 \dots 0 \ A_{i,i}^k \dots A_{i,k}^k \ 0 \dots 0 : \underbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}_N] \perp V_{i+1}^k \quad (4.119)$$

Mając element $\mathbf{A}_i^k$, możemy wyznaczyć jego cosinusy kierunkowe względem 'osi' przestrzeni V , podobnie jak w zależności (4.86); tj.,

$$(\mathbf{A}_i^k, [\mathbf{e}_0 \dots \mathbf{e}_{N(p+1)+p}]^*)_V = [\Delta_i^k \ 0 \dots 0 \ \mathbf{D}_i^k] \quad (4.120)$$

gdzie

$$\Delta_i^k \triangleq [\delta_{i,0}^k \dots \delta_{i,i-1}^k \ \delta_{i,i}^k] \quad (4.121)$$

oraz

$$\mathbf{D}_i^k \triangleq [d_{i,k+1}^k \dots d_{i,p}^k : d_{i,p+1}^k \dots d_{i,2p+1}^k : \dots : d_{i,N(p+1)}^k \dots d_{i,N(p+1)+p}^k] \quad (4.122)$$

Zauważmy, że

$$\delta_{i,i}^k = \|\mathbf{a}_i^k\|_V \quad (4.123)$$

Uwaga: Zauważmy, że przy inicjalizacji; tj., dla $k = i$, mamy $\mathbf{A}_i^i = \mathbf{e}_i$, $i = 0, \dots, p$ zatem (patrz także (4.86))

$$\Delta_i^i = [\delta_{i,0}^i \dots \delta_{i,i-1}^i \ \delta_{i,i}^i] = [h_{i,0} \dots h_{i,i-1} \ 1] \quad (4.124)$$

$$\begin{aligned} \mathbf{D}_i^i &= [d_{i,i+1}^i \dots d_{i,p}^i : d_{i,p+1}^i \dots d_{i,2p+1}^i : \dots : d_{i,N(p+1)}^i \dots d_{i,N(p+1)+p}^i] \\ &= [h_{i,i+1} \dots h_{i,p} : h_{i,p+1} \dots h_{i,2p+1} : \dots : h_{i,N(p+1)} \dots h_{i,N(p+1)+p}] \end{aligned} \quad (4.125)$$

oraz że (patrz także (4.86))

$$\begin{aligned}
 D_0 &= \begin{bmatrix} 0 & \mathbf{D}_0^0 \\ 0 & 0 & \mathbf{D}_1^1 \\ & & \vdots \\ 0 & \dots & 0 & \mathbf{D}_p^p \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} 0 & d_{0,1}^0 & \dots & d_{0,p}^0 & \vdots & d_{0,p+1}^0 & \dots & d_{0,2p+1}^0 & \vdots & \dots & \vdots & d_{0,N(p+1)}^0 & \dots & d_{0,N(p+1)+p}^0 \\ 0 & 0 & \ddots & d_{1,p}^1 & \vdots & d_{1,p+1}^1 & \dots & d_{1,2p+1}^1 & \vdots & \dots & \vdots & d_{1,N(p+1)}^1 & \dots & d_{1,N(p+1)+p}^1 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & 0 & \vdots & d_{p,p+1}^p & \dots & d_{p,2p+1}^p & \vdots & \dots & \vdots & d_{p,N(p+1)}^p & \dots & d_{p,N(p+1)+p}^p \end{bmatrix} \\
 &= \begin{bmatrix} 0 & h_{0,1} & \dots & h_{0,p} & \vdots & h_{0,p+1} & \dots & h_{0,2p+1} & \vdots & \dots & \vdots & h_{0,N(p+1)} & \dots & h_{0,N(p+1)+p} \\ 0 & 0 & \ddots & h_{1,p} & \vdots & h_{1,p+1} & \dots & h_{1,2p+1} & \vdots & \dots & \vdots & h_{1,N(p+1)} & \dots & h_{1,N(p+1)+p} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots & \vdots & \dots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & 0 & \vdots & h_{p,p+1} & \dots & h_{p,2p+1} & \vdots & \dots & \vdots & h_{p,N(p+1)} & \dots & h_{p,N(p+1)+p} \end{bmatrix}
 \end{aligned} \tag{4.126}$$

4.2.5 Ortogonalizacja względem uporządkowania w tył

Przepiszmy obecnie (4.101) jako

$$V_i^k = \text{span}\{\mathbf{e}_i, \dots, \mathbf{e}_{k-1}, \mathbf{e}_k\} = \text{span}\{V_i^{k-1}, \mathbf{e}_k\} \tag{4.127}$$

i zdefiniujmy

$$\beta_i^k \triangleq \mathcal{P}(V_i^{k-1})\mathbf{e}_k \in V_i^{k-1} \tag{4.128}$$

Niech

$$\begin{aligned}
 \mathbf{b}_i^k &\triangleq \mathcal{P}(V_i^k \ominus V_i^{k-1})\mathbf{e}_k = \mathcal{P}((V_i^{k-1})^\perp)\mathbf{e}_k = (I - \mathcal{P}(V_i^{k-1}))\mathbf{e}_k = \mathbf{e}_k - \beta_i^k = \\
 &= [0 \dots 0 \ b_i^k(i) \dots b_i^k(k) \ 0 \dots 0 : \underbrace{\mathbf{O}_{p+1} \vdots \dots \vdots \mathbf{O}_{p+1}}_N] \perp V_i^{k-1}
 \end{aligned} \tag{4.129}$$

gdzie $b_i^k(j) = 0$ dla $j = 0, \dots, i-1$ i $j = k+1, \dots, n$ oraz $b_i^k(k) = 1$. Zauważmy, jak poprzednio, że $(k-i)$ można nazwać *rzędem* częściowej ortogonalizacji elementu $\mathbf{e}_k$. Unormowaną wersję $\mathbf{B}_i^k$ elementu $\mathbf{b}_i^k$ możemy wyrazić jako

$$\mathbf{B}_i^k \triangleq \mathbf{b}_i^k \|\mathbf{b}_i^k\|_V^{-1} = [0 \dots 0 \ B_i^k(i) \dots B_i^k(k) \ 0 \dots 0 : \underbrace{\mathbf{O}_{p+1} \vdots \dots \vdots \mathbf{O}_{p+1}}_N] \perp V_i^{k-1} \tag{4.130}$$

Wyznaczenie cosinusów kierunkowych wektora $\mathbf{B}_i^k$ prowadzi do zależności

$$(\mathbf{B}_i^k, [\mathbf{e}_0 \dots \mathbf{e}_{N(p+1)+p}]^*)_V = [\Gamma_i^k \ 0 \dots 0 \ \mathbf{G}_i^k] \quad (4.131)$$

gdzie

$$\Gamma_i^k \triangleq [\gamma_{i,0}^k \dots \gamma_{i,i-1}^k] \quad (4.132)$$

i

$$\mathbf{G}_i^k \triangleq [g_{i,k}^k \ g_{i,k+1}^k \dots g_{i,p}^k : g_{i,p+1}^k \dots g_{i,2p+1}^k : \dots : g_{i,N(p+1)}^k \dots g_{i,N(p+1)+p}^k] \quad (4.133)$$

Zauważmy, że

$$g_{i,k}^k = \|\mathbf{b}_i^k\|_V \quad (4.134)$$

Uwaga: Zauważmy, że przy inicjalizacji; tj., dla $k = i$, mamy $\mathbf{B}_i^i = \mathbf{e}_i$, $i = 0, \dots, n$ zatem (patrz również (4.86))

$$\Gamma_i^i = [\gamma_{i,0}^i \dots \gamma_{i,i-1}^i] = [h_{i,0} \dots h_{i,i-1}] \quad (4.135)$$

oraz

$$\begin{aligned} \mathbf{G}_i^i &= [g_{i,i}^i \ g_{i,i+1}^i \dots g_{i,p}^i : g_{i,p+1}^i \dots g_{i,2p+1}^i : \dots : g_{i,N(p+1)}^i \dots g_{i,N(p+1)+p}^i] \\ &= [1 \ h_{i,i+1} \dots h_{i,p} : h_{i,p+1} \dots h_{i,2p+1} : \dots : h_{i,N(p+1)} \dots h_{i,N(p+1)+p}] \end{aligned} \quad (4.136)$$

Podobnie, jak w (4.126), zauważmy, że (patrz także (4.86))

$$\begin{aligned} G_0 &= \begin{bmatrix} \mathbf{G}_0^0 \\ 0 \ \mathbf{G}_1^1 \\ \vdots \\ 0 \dots 0 \ \mathbf{G}_p^p \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} g_{0,0}^0 & g_{0,1}^0 & \dots & g_{0,p}^0 & : & g_{0,p+1}^0 & \dots & g_{0,2p+1}^0 & : & \dots & : & g_{0,N(p+1)}^0 & \dots & g_{0,N(p+1)+p}^0 \\ 0 & g_{1,1}^1 & \dots & g_{1,p}^1 & : & g_{1,p+1}^1 & \dots & g_{1,2p+1}^1 & : & \dots & : & g_{1,N(p+1)}^1 & \dots & g_{1,N(p+1)+p}^1 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & : & \vdots & \dots & \vdots & : & \dots & : & \vdots & \dots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & g_{p,p}^p & : & g_{p,p+1}^p & \dots & g_{p,2p+1}^p & : & \dots & : & g_{p,N(p+1)}^p & \dots & g_{p,N(p+1)+p}^p \end{bmatrix} \\ &= \begin{bmatrix} 1 & h_{0,1} & \dots & h_{0,p} & : & h_{0,p+1} & \dots & h_{0,2p+1} & : & \dots & : & h_{0,N(p+1)} & \dots & h_{0,N(p+1)+p} \\ 0 & 1 & \dots & h_{1,p} & : & h_{1,p+1} & \dots & h_{1,2p+1} & : & \dots & : & h_{1,N(p+1)} & \dots & h_{1,N(p+1)+p} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & : & \vdots & \dots & \vdots & : & \dots & : & \vdots & \dots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & 1 & : & h_{p,p+1} & \dots & h_{p,2p+1} & : & \dots & : & h_{p,N(p+1)} & \dots & h_{p,N(p+1)+p} \end{bmatrix} \end{aligned}$$

4.2.6 Elementarny krok ortogonalizacji

Stwierdzenie 4.2

Zachodzą następujące zależności rekurencyjne dla $i = 0, \dots, p$ oraz $k = i + 1, \dots, p$

$$\begin{bmatrix} \mathbf{A}_i^k \\ \mathbf{B}_i^k \end{bmatrix} = \theta(\rho_i^k) \begin{bmatrix} \mathbf{A}_i^{k-1} \\ \mathbf{B}_{i+1}^k \end{bmatrix} \quad (4.138)$$

gdzie

$$\theta(\rho_i^k) \triangleq (1 - |\rho_i^k|^2)^{-\frac{1}{2}} \begin{bmatrix} 1 & \rho_i^k \\ (\rho_i^k)^* & 1 \end{bmatrix} \quad (4.139)$$

jest macierzą J -unitarną, o współczynniku Schura wyrażonym jako

$$\rho_i^k = -(\mathbf{A}_i^{k-1}, \mathbf{B}_{i+1}^k) = -\frac{d_{i,k}^{k-1}}{g_{i+1,k}^k} = -(\mathbf{B}_{i+1}^k, \mathbf{A}_i^{k-1})^* = -\frac{\gamma_{i+1,i}^k}{\delta_{i,i}^{k-1}} \quad (4.140)$$

Dowód. Zamieńmy k na $k - 1$ w zależności (4.117). Wówczas

$$\mathbf{a}_i^{k-1} = \mathcal{P}(V_i^{k-1} \ominus V_{i+1}^{k-1})\mathbf{e}_i \perp V_{i+1}^{k-1}$$

podczas gdy $\mathbf{a}_i^{k-1} \in V_i^{k-1}$. Podobnie, z zależności (4.129), przy i zamienionym na $i + 1$, otrzymujemy

$$\mathbf{b}_{i+1}^k = \mathcal{P}(V_{i+1}^k \ominus V_{i+1}^{k-1})\mathbf{e}_k \perp V_{i+1}^{k-1}$$

podczas gdy $\mathbf{b}_{i+1}^k \in V_{i+1}^k$. Rozważając wersje unormowane $\mathbf{A}_i^{k-1}$ i $\mathbf{B}_{i+1}^k$ elementów, odpowiednio, $\mathbf{a}_i^{k-1}$ i $\mathbf{b}_{i+1}^k$, (podobnie, jak w zależnościach (4.119) i (4.130)), otrzymujemy

$$V_i^{k-1} = V_{i+1}^{k-1} \oplus \text{span}\{\mathbf{A}_i^{k-1}\} \quad (4.141)$$

$$V_{i+1}^k = V_{i+1}^{k-1} \oplus \text{span}\{\mathbf{B}_{i+1}^k\} \quad (4.142)$$

i, w konsekwencji,

$$\mathcal{P}(V_i^{k-1}) = \mathcal{P}(V_{i+1}^{k-1}) + \mathcal{P}(\mathbf{A}_i^{k-1})$$

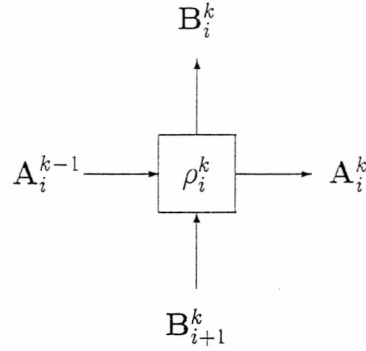
gdzie $\mathcal{P}(\mathbf{A}_i^k)$ oznacza operator projekcji ortogonalnej na $\text{span}\{\mathbf{A}_i^k\}$. Podobnie,

$$\mathcal{P}(V_{i+1}^k) = \mathcal{P}(V_{i+1}^{k-1}) + \mathcal{P}(\mathbf{B}_{i+1}^k)$$

gdzie $\mathcal{P}(\mathbf{B}_i^k)$ oznacza operator projekcji ortogonalnej na $\text{span}\{\mathbf{B}_i^k\}$. Przeto

$$\mathcal{P}(V_i^k \ominus V_i^{k-1}) = I - \mathcal{P}(V_i^{k-1}) = I - \mathcal{P}(V_{i+1}^{k-1}) - \mathcal{P}(\mathbf{A}_i^{k-1})$$

$$\mathcal{P}(V_i^k \ominus V_{i+1}^k) = I - \mathcal{P}(V_{i+1}^k) = I - \mathcal{P}(V_{i+1}^{k-1}) - \mathcal{P}(\mathbf{B}_{i+1}^k)$$



Rysunek 4.1: Elementarny krok ortogonalizacji bazy naturalnej.

Prowadzi to do zależności

$$\begin{aligned}\delta_{i,i}^k \mathbf{A}_i^k &= \delta_{i,i}^{k-1} [\mathbf{A}_i^{k-1} + \rho_i^k \mathbf{B}_{i+1}^k] \\ g_{i,k}^k \mathbf{B}_i^k &= g_{i+1,k}^k [(\rho_i^k)^* \mathbf{A}_i^{k-1} + \mathbf{B}_{i+1}^k]\end{aligned}$$

gdzie

$$\rho_i^k \triangleq -(\mathbf{A}_i^{k-1}, \mathbf{B}_{i+1}^k) = -\frac{d_{i,k}^{k-1}}{g_{i+1,k}^k} = -(\mathbf{B}_{i+1}^k, \mathbf{A}_i^{k-1})^* = -\frac{\gamma_{i+1,i}^k}{\delta_{i,i}^{k-1}} \quad (4.143)$$

spełnia warunek $|\rho_i^k| < 1$ (jako iloczyn skalarny wektorów unormowanych). Zauważając, że

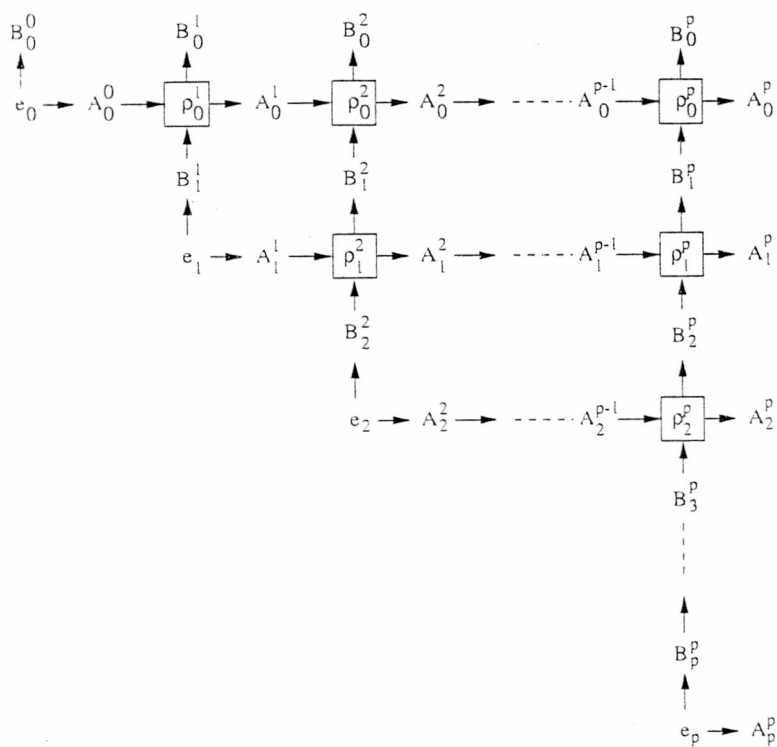
$$(\mathbf{A}_i^k, \mathbf{A}_i^k) = \left(\frac{\delta_{i,i}^{k-1}}{\delta_{i,i}^k} \right)^2 (1 - |\rho_i^k|^2) = \left(\frac{g_{i+1,k}^k}{g_{i,k}^k} \right)^2 (1 - |\rho_i^k|^2) = (\mathbf{B}_i^k, \mathbf{B}_i^k) = 1$$

otrzymujemy (4.138)-(4.140).

□

4.2.7 Ortogonalizacja bazy naturalnej podprzestrzeni V_0

Zauważmy, że elementarny krok ortogonalizacji (4.138), (4.139) można schematycznie przedstawić jak na rys. 4.1, gdzie kwadrat oznacza *rotację hiperboliczną* (4.139), jeśli przyjąć $\rho_i^k = \tanh \phi_i^k$. Rozważając łącznie wszystkie zależności (4.138) dla $i = 0, \dots, p$ oraz $k = i + 1, \dots, p$ otrzymujemy schemat ortogonalizacji bazy naturalnej podprzestrzeni V_0 przedstawiony na rys. 4.2.

Rysunek 4.2: Schemat ortogonalizacji bazy naturalnej podprzestrzeni V_0 .

W wyniku przeprowadzenia ortogonalizacji bazy naturalnej (4.114) podprzestrzeni V_0 (4.113), wykorzystującej elementarne zależności rekurencyjne (4.138) i pokazanej na rys. 4.2, otrzymujemy dwie bazy ON tej podprzestrzeni: względem uporządkowania w przód

$$\{A_0^p, A_1^p, \dots, A_p^p\} \quad (4.144)$$

oraz względem uporządkowania w tył

$$\{B_0^0, B_0^1, \dots, B_0^p\} \quad (4.145)$$

których elementy spełniają – na mocy (4.141) i (4.142) – warunki

$$(A_i^p, A_j^p)_V = \delta_{i,j} \quad (4.146)$$

$$(B_0^i, B_0^j)_V = \delta_{i,j} \quad (4.147)$$

Procedura ortogonalizacyjna, schematycznie pokazana na rys. 4.2, wymaga wyznaczenia, w oparciu o zależność (4.143), zbioru

$$\{\rho_i^k \text{ dla } i = 0, \dots, p \text{ oraz } k = i + 1, \dots, p\} \quad (4.148)$$

współczynników Schura.

4.2.8 Rekurencyjna ortogonalizacja bazy naturalnej przestrzeni V z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym

W celu przeprowadzenia procedury ortogonalizacji bazy naturalnej przestrzeni V (4.91) przypomnijmy, iż stanowi ona zbiór podprzestrzeni V_n (4.55) dla $n = 0, \dots, N$. Zatem ta procedura ortogonalizacyjna winna być zrealizowana w dwóch krokach:

1. Ortogonalizacja bazy naturalnej

$$\{e_{n(p+1)}, \dots, e_{n(p+1)+p}\} \quad (4.149)$$

podprzestrzeni V_n dla $n = 1, \dots, N$.

Wymagałoby to wykorzystania algorytmu rekurencyjnej ortogonalizacji, analogicznego do zaproponowanego w poprzednim paragrafie i zastosowanego do ortogonalizacji bazy naturalnej podprzestrzeni V_0 , wymagającego wyznaczenia zbioru współczynników Schura

$$\rho_{i+n(p+1)}^{k+n(p+1)} = - (A_{i+n(p+1)}^{k-1+n(p+1)}, B_{i+1+n(p+1)}^{k+n(p+1)}) \quad i = 0, \dots, p ; \quad k = i+1, \dots, p \quad (4.150)$$

i dającego w wyniku bazy ON podprzestrzeni V_n : względem uporządkowania w przód

$$\{A_{n(p+1)}^{n(p+1)+p}, A_{n(p+1)+1}^{n(p+1)+p}, \dots, A_{n(p+1)+p}^{n(p+1)+p}\} \quad (4.151)$$

oraz względem uporządkowania w tył

$$\{B_{n(p+1)}^{n(p+1)}, B_{n(p+1)+1}^{n(p+1)+1}, \dots, B_{n(p+1)+p}^{n(p+1)+p}\} \quad (4.152)$$

2. Ortogonalizacja wzajemna wyznaczonych baz ON podprzestrzeni V_m i V_n dla $m = 0, \dots, N$ i $n = 1, \dots, N$.

Ten proces hierarchicznej ortogonalizacji bazy przestrzeni V schematycznie pokazano na rys. 4.3. Biorąc jednak pod uwagę fakt, iż V jest przestrzenią z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym, to – zgodnie z (4.66) – mamy dla $i = 0, \dots, p$ oraz $k = i + 1, \dots, p$

$$\rho_{i+n(p+1)}^{k+n(p+1)} = - \left(A_{i+n(p+1)}^{k-1+n(p+1)}, B_{i+1+n(p+1)}^{k+n(p+1)} \right) = - \left(A_i^{k-1}, B_{i+1}^k \right) = \rho_i^k \quad (4.153)$$

Mając element bazy naturalnej

$$e_i = [0 \dots 0 \underbrace{1}_i 0 \dots 0] \quad (4.154)$$

zdefiniujemy uogólniony operator przesunięcia (opóźnienia) jako

$$z^p e_i \triangleq [0 \dots 0 \underbrace{1}_{i+p} 0 \dots 0] \quad (4.155)$$

oraz wprowadźmy

$$E_i^k \triangleq [e_i \dots e_k]^* \quad (4.156)$$

Wówczas, biorąc pod uwagę (4.117)-(4.119) oraz (4.129)-(4.130) i pamiętając, że

$$\mathcal{P}(V_i^k) = (E_i^k)^t \left(E_i^k, (E_i^k)^t \right)^{-1} E_i^k \quad (4.157)$$

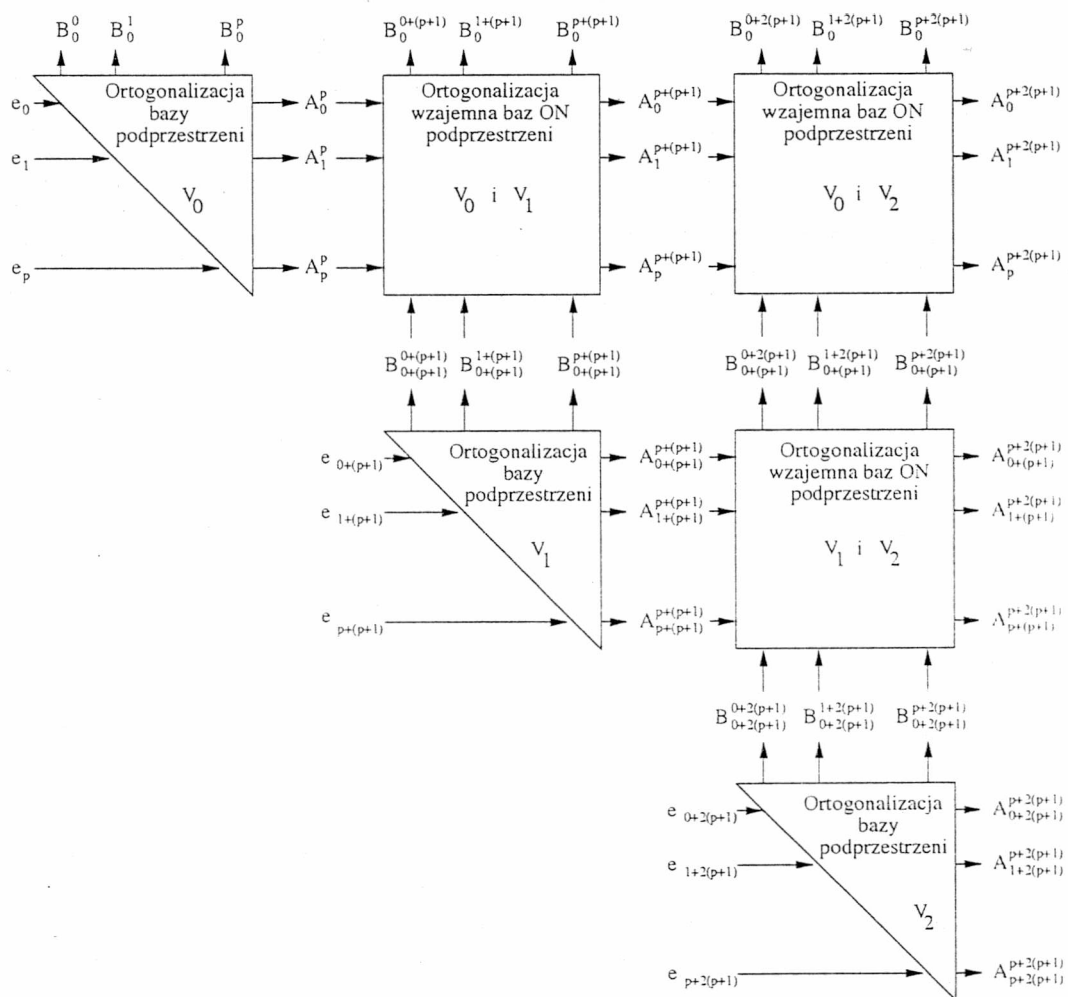
z (4.153) oraz z p -niezmienniczości iloczynu skalarnego wynika, iż dla $i = 0, \dots, p$ i $k = i + 1, \dots, p$

$$A_{i+n(p+1)}^{k+n(p+1)} = z^{n(p+1)} A_i^k \quad (4.158)$$

$$B_{i+n(p+1)}^{k+n(p+1)} = z^{n(p+1)} B_i^k \quad (4.159)$$

Stąd wniosek, że:

1. ortogonalizacja bazy podprzestrzeni V_0 jest równoważna ortogonalizacji baz podprzestrzeni V_n dla $n = 1, \dots, N$;



Rysunek 4.3: Hierarchiczna ortogonalizacja bazy naturalnej przestrzeni V ($N = 2$).

2. ortogonalizacja wzajemna baz podprzestrzeni V_0 i V_n ($n = 1, \dots, N$) jest równoważna ortogonalizacji wzajemnej baz podprzestrzeni V_i i V_{n+i} ;
3. w celu ortogonalizacji bazy przestrzeni V wystarczy ograniczyć się do:
 - ortogonalizacji bazy podprzestrzeni V_0 ;
 - ortogonalizacji wzajemnej bazy ON podprzestrzeni V_0 i baz ON wg uporządkowania w tył podprzestrzeni V_n dla $n = 1, \dots, N$ co schematycznie pokazano na rys. 4.4;
4. inicjalizacje w kolejnych krokach ortogonalizacji wzajemnej bazy ON podprzestrzeni V_0 i baz ON podprzestrzeni V_n (patrz rys. 4.4) wynikają z (4.159) i wyrażają się jako

$$\mathbf{B}_{p+1}^{i+(p+1)} = z^{(p+1)} \mathbf{B}_0^i \quad (4.160)$$

dla $i = 0, \dots, p$.

Wynika stąd wniosek, że zaproponowana i rozważona rodzina losowych sygnałów p -stacjonarnych, rozpinających przestrzeń z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym, daje w wyniku klasę szybkich (porównaj rys. 4.4 i rys. 4.3) algorytmów ortogonalizacji. Jak zostanie to pokazane w następnym paragrafie, przedstawiona klasa algorytmów ortogonalizacji implikuje klasę szybkich algorytmów parametryzacji Schura sygnałów p -stacjonarnych.

4.2.9 Szybkie algorytmy parametryzacji Schura sygnałów p -stacjonarnych

W niniejszym paragrafie proponujemy klasę uogólnionych szybkich algorytmów parametryzacji Schura sygnałów p -stacjonarnych, wykorzystując rekurencyjne procedury ortogonalizacji, wyprowadzone w poprzednim paragrafie. Krok częściowej ortogonalizacji (4.138) prowadzi do wniosku, iż zachodzi następujące

Stwierdzenie 4.3

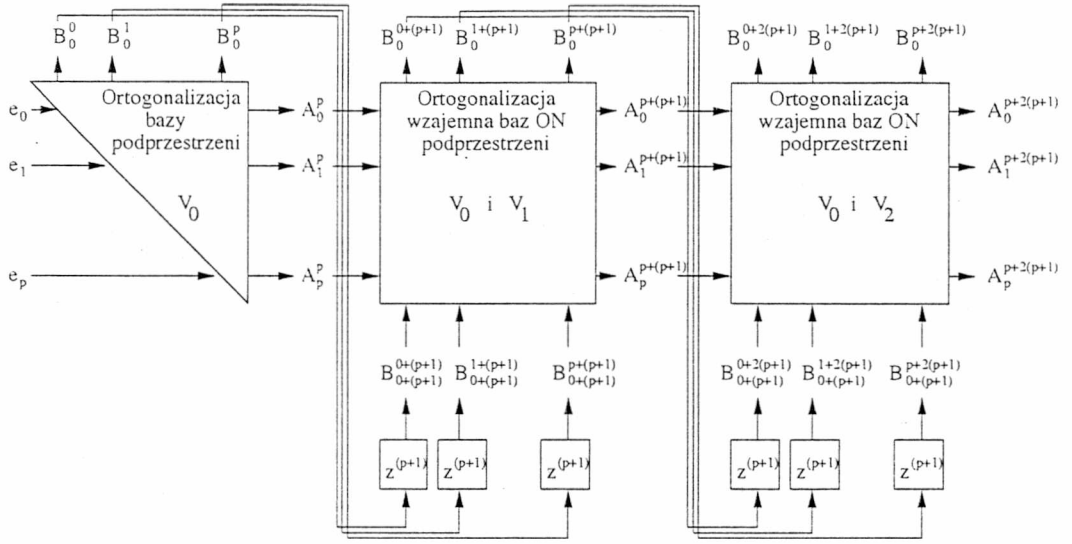
Prawdziwe są poniższe elementarne zależności rekurencyjne Schura dla $i = 0, \dots, p$ oraz $k = i + 1, \dots, p$

$$\begin{bmatrix} \Delta_i^k \\ \Gamma_i^k \end{bmatrix} = \theta(\rho_i^k) \begin{bmatrix} \Delta_i^{k-1} \\ \Gamma_{i+1}^k \end{bmatrix} \quad (4.161)$$

$$\begin{bmatrix} \mathbf{D}_i^k \\ \mathbf{G}_i^k \end{bmatrix} = \theta(\rho_i^k) \begin{bmatrix} \mathbf{D}_i^{k-1} \\ \mathbf{G}_{i+1}^k \end{bmatrix} \quad (4.162)$$

Dowód.

Wyznaczenie iloczynów skalarnych w postaci (4.120) i (4.131) po lewej i prawej



Rysunek 4.4: Ortogonalizacja bazy naturalnej przestrzeni V z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym ($N = 2$).

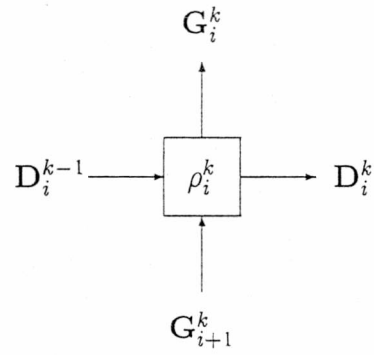
stronie wyrażenia (4.138) prowadzi do następujących zależności rekurencyjnych dla cosinusów kierunkowych

$$\begin{bmatrix} \Delta_i^k & 0 \dots 0 & D_i^k \\ \Gamma_i^k & 0 \dots 0 & G_i^k \end{bmatrix} = \theta(\rho_i^k) \begin{bmatrix} \Delta_i^{k-1} & 0 \dots 0 & D_i^{k-1} \\ \Gamma_{i+1}^k & 0 \dots 0 & G_{i+1}^k \end{bmatrix}$$

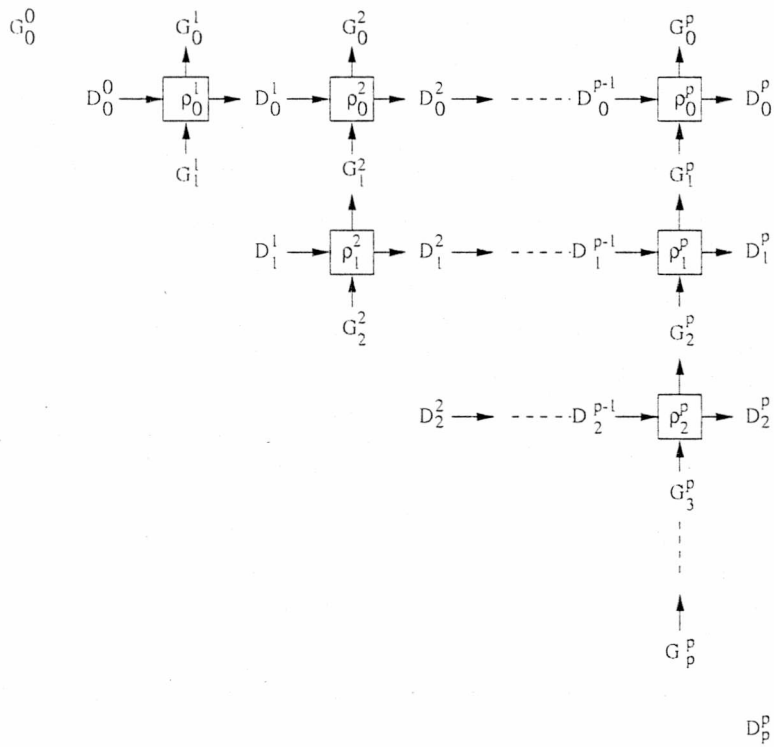
skąd wynikają zależności (4.161) oraz (4.162).

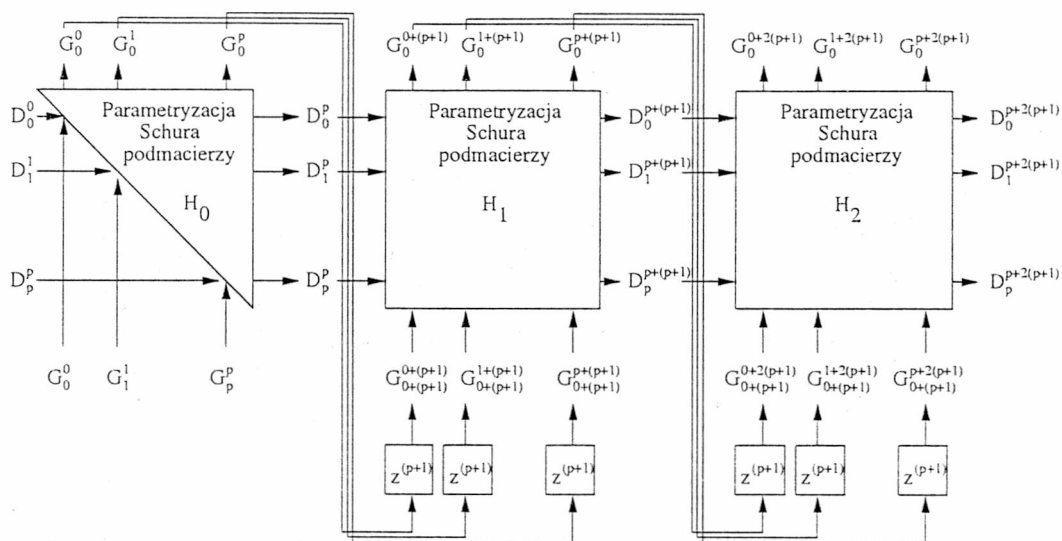
□

Zauważmy, że zależności (4.161) oraz (4.162) można wykorzystać w celu wyprowadzenia tzw. globalnego uogólnionego algorytmu Schura. W tym celu wykorzystamy zależności rekurencyjne (4.162), które schematycznie można przedstawić na rys. 4.5. Biorąc pod uwagę wszystkie elementarne zależności rekurencyjne Schura (4.162) dla $i = 0, \dots, p$ oraz $k = i + 1, \dots, p$ otrzymujemy graf przepływowy o strukturze pokazanej na rys. 4.6, odpowiadający parametryzacji Schura podmacierzy H_0 (4.44) klatkowo-Toeplitzowskiej macierzy H (4.43). W podobny sposób z rekurencyjnego algorytmu ortogonalizacji bazy naturalnej przestrzeni V rozpiętej przez p -stacjonarny sygnał losowy, przedstawionego na rys. 4.4, wynika globalna struktura szybkiego algorytmu parametryzacji Schura klatkowo-Toeplitzowskiej macierzy kowariancyjnej tego sygnału, pokazana na rys. 4.7. Grafy przepływowe szybkich algorytmów Schura macierzy kowariancyjnych sygnałów p -stacjonarnych zostały przedstawione na rys. 4.8 – 4.12 dla $p = 0, 1, 2, 3$.

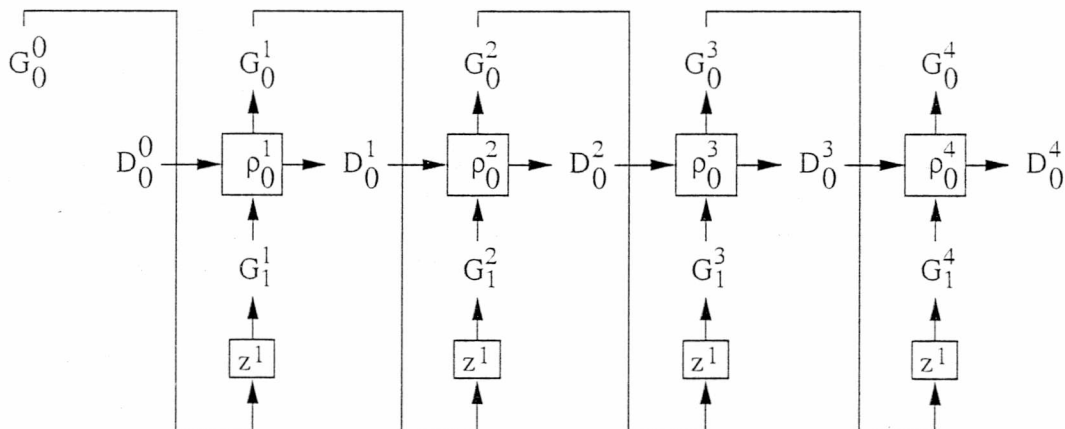


Rysunek 4.5: Elementarna zależność rekurencyjna Schura.

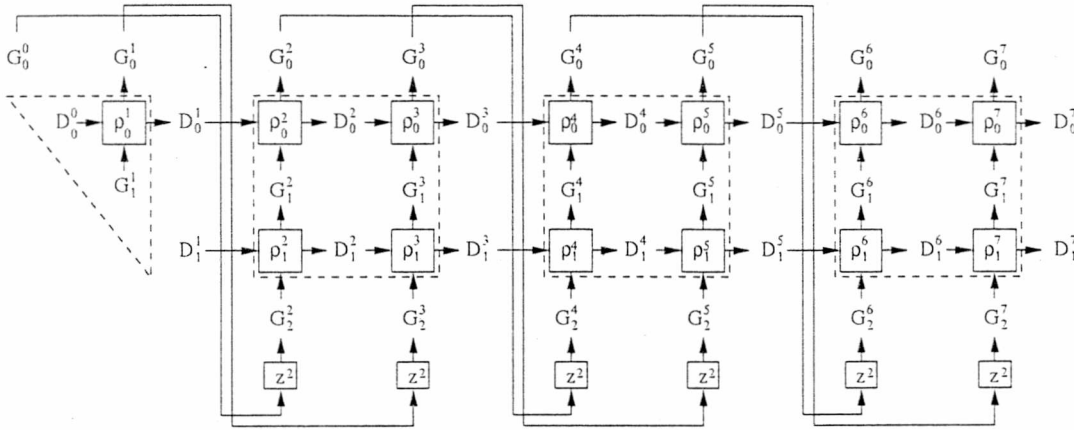
Rysunek 4.6: Parametryzacja Schura podmacierzy H_0 .



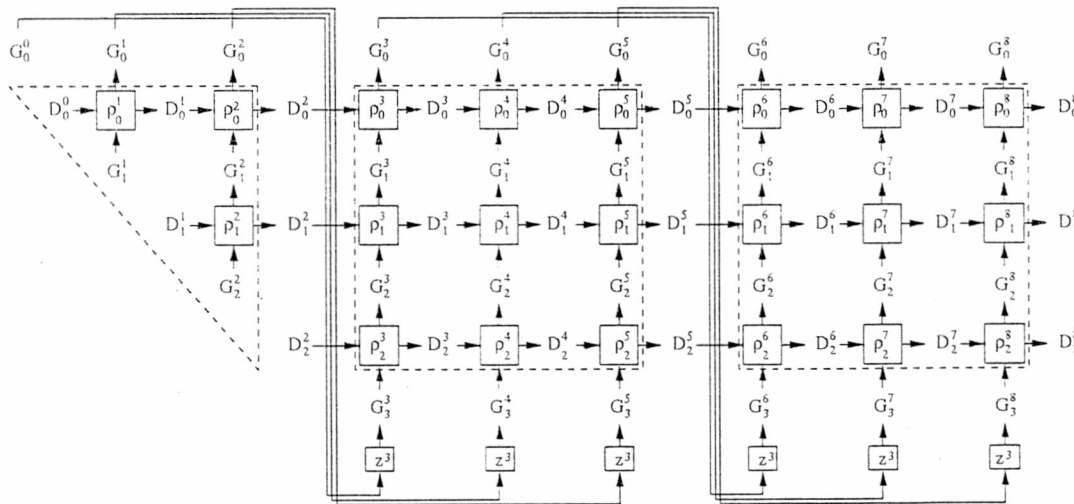
Rysunek 4.7: Szybki algorytm parametryzacji Schura macierzy kowariancyjnej H ($N = 2$) sygnału p -stacjonarnego.



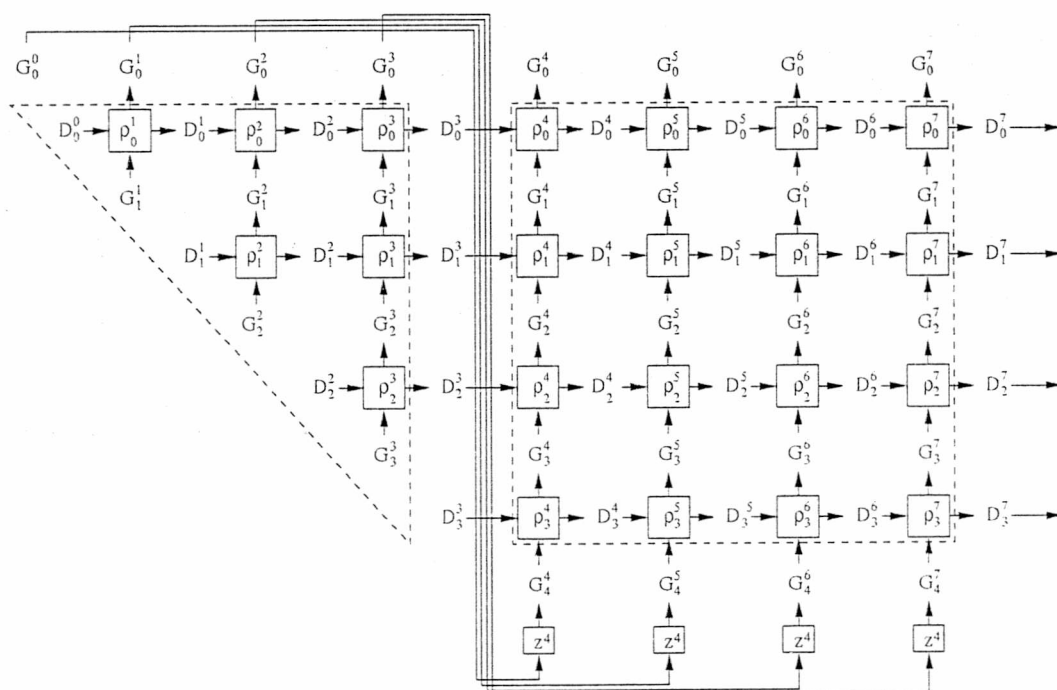
Rysunek 4.8: Algorytm parametryzacji Schura dla sygnału p -stacjonarnego ($p = 0$).



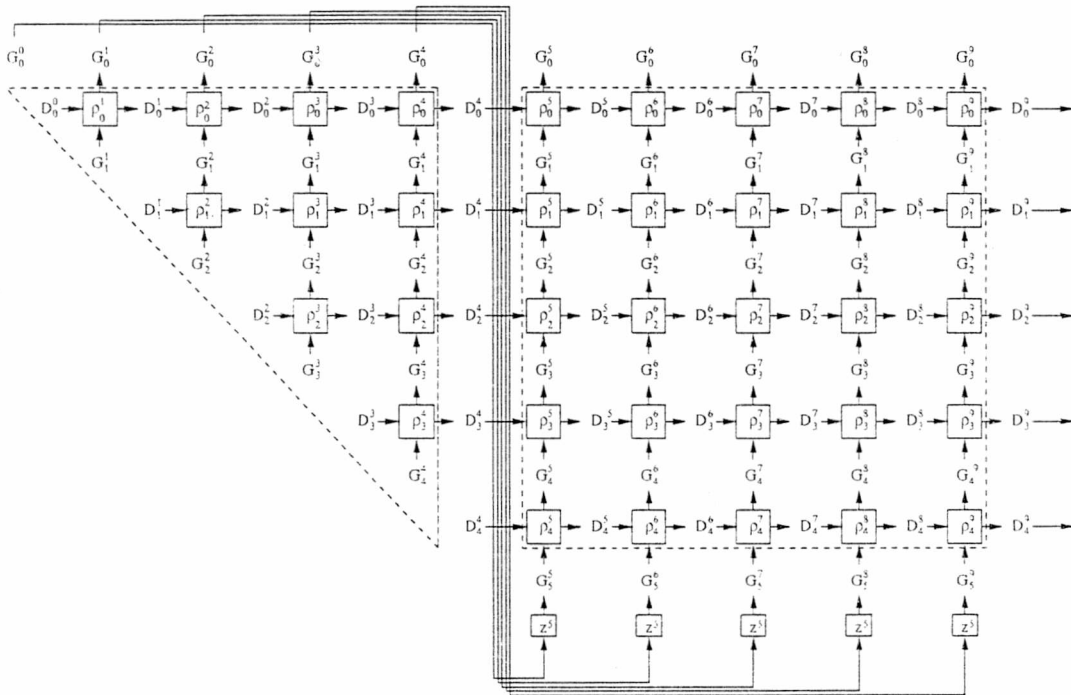
Rysunek 4.9: Algorytm parametryzacji Schura dla sygnału p -stacjonarnego ($p = 1$).



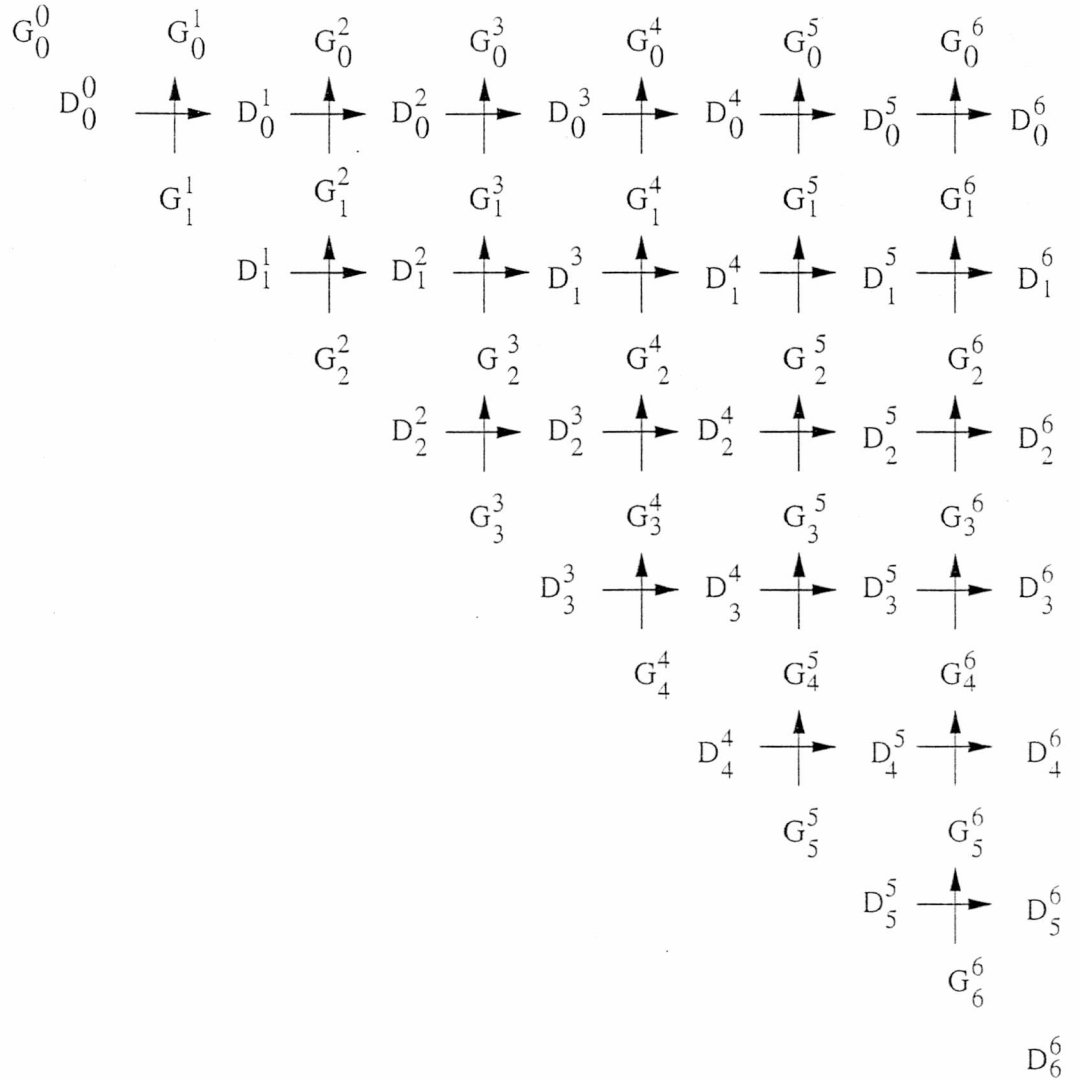
Rysunek 4.10: Algorytm parametryzacji Schura dla sygnału p -stacjonarnego ($p = 2$).



Rysunek 4.11: Algorytm parametryzacji Schura dla sygnału p -stacjonarnego ($p = 3$).



Rysunek 4.12: Algorytm parametryzacji Schura dla sygnału p -stacjonarnego ($p = 4$).



4.3 Algorytmy adaptacyjnej parametryzacji Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych

W poprzednich paragrafach niniejszego rozdziału została wyprowadzona klasa algorytmów parametryzacji Schura p -stacjonarnych sygnałów losowych, wykorzystująca statystyki 2-go rzędu (tj. klatkowo p -Toeplitzowskie macierze kowariancyjne) parametryzowanych sygnałów. W zastosowaniach praktycznych – w miejsce statystyk sygnału – dysponujemy skończonym naborem próbek obserwowanego losowego szeregu czasowego. Dlatego też przedmiotem niniejszego paragrafu jest wprowadzenie klasy algorytmów parametryzacji Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych, w oparciu o wyniki przedstawione wcześniej.

Algorytmy te, operujące bezpośrednio na próbkach obserwowanego szeregu czasowego i umożliwiające adaptacyjne uaktualnienie wartości zmiennych w czasie współczynników Schura parametryzowanego szeregu czasowego, zostaną w następnym rozdziale wykorzystane do parametryzacji rzeczywistych losowych akustycznych sygnałów impulsowych, występujących w sporcie strzeleckim.

4.3.1 Notacja

Założmy, że dany jest nabór próbek $\{y_0, \dots, y_T\}$ obserwowanego szeregu czasowego y , gdzie $y_t \in \mathcal{R}$. Oznaczmy przez [82]

$$|y \rangle_T \triangleq [y_0, \dots, y_T]^* \quad (4.163)$$

wektor kolumnowy próbek, będący elementem przestrzeni wektorowej $\mathcal{H}_T \triangleq \underbrace{\mathcal{R} \times \dots \times \mathcal{R}}_{T+1}$. Wówczas

$$\langle y |_T \triangleq |y \rangle_T^* = [y_0, \dots, y_T] \quad (4.164)$$

będzie oznaczać wektor wierszowy próbek tego szeregu czasowego. Sumę elementów zdefiniujemy jako

$$|x \rangle_T + |y \rangle_T = |x + y \rangle_T \triangleq [x_0 + y_0 \dots x_T + y_T]^* \quad (4.165)$$

zaś mnożenie przez skalar jako

$$|y \rangle_T \alpha \triangleq [y_0 \alpha \dots y_T \alpha]^* \quad (4.166)$$

Iloczyn skalarny w przestrzeni $\mathcal{H}_T$, zdefiniowany jako

$$\langle x | y \rangle_T \triangleq [x_0 \dots x_T][y_0 \dots y_T]^* = \sum_{t=0}^T x_t y_t \quad (4.167)$$

indukuje normę

$$\| |y \rangle_T \|_{\mathcal{H}} = \langle y | y \rangle_T^{\frac{1}{2}} = \left(\sum_{t=0}^T |y_t|^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4.168)$$

oraz metrykę

$$d(|x \rangle_T, |y \rangle_T) = \| |x \rangle_T - |y \rangle_T \|_{\mathcal{H}} \quad (4.169)$$

Operator projekcji ortogonalnej na $\text{span}\{|y \rangle_T\}$ definiujemy jako

$$P(|y \rangle_T) \triangleq |y \rangle_T \langle y |_T^{-1} \langle y |_T \quad (4.170)$$

Stąd projekcja elementu $|x\rangle_T$ na $\text{span}\{|y\rangle_T\}$ to

$$|\hat{x}\rangle_T = P(|y\rangle_T)|x\rangle_T = |y\rangle_T \langle y|y\rangle_T^{-1} \langle y|x\rangle_T \quad (4.171)$$

Wprowadźmy operator przesunięcia (opóźnienia) jako

$$|z^k y\rangle_T \triangleq [\underbrace{0 \dots 0}_k y_0 \dots y_{T-k}]^* \quad (4.172)$$

i określmy rodzinę podprzestrzeni

$$S_{i;T}^k \triangleq \text{span}\{|z^i y\rangle_T, \dots, |z^k y\rangle_T\} \quad (4.173)$$

Wówczas operator projekcji ortogonalnej na podprzestrzeń $S_{i;T}^k$ będzie wyrażony jako

$$P(S_{i;T}^k) = |Y_i^k\rangle_T \langle Y_i^k| Y_i^k \rangle_T^{-1} \langle Y_i^k|_T \quad (4.174)$$

gdzie

$$|Y_i^k\rangle_T = [|z^i y\rangle_T \dots |z^k y\rangle_T] \quad (4.175)$$

zaś $\langle Y_i^k|Y_i^k\rangle_T$ jest macierzą Grama bazy podprzestrzeni (4.173). Element tej podprzestrzeni wyraża się zatem jako

$$|\varphi_i^k\rangle_T = |z^i y\rangle_T f_i + \dots + |z^k y\rangle_T f_k \quad (4.176)$$

zaś iloczyn skalarny elementów $|\varphi_i^k\rangle_T, |\psi_i^k\rangle_T \in S_{i;T}^k$ – jako

$$\langle \varphi_i^k | \psi_i^k \rangle_T = [f_i \dots f_k] \langle Y_i^k | Y_i^k \rangle_T [g_i \dots g_k]^* \quad (4.177)$$

Stąd

$$\| |\varphi_i^k\rangle_T \|_{\mathcal{H}}^2 = [f_i \dots f_k] \langle Y_i^k | Y_i^k \rangle_T [f_i \dots f_k]^* \quad (4.178)$$

4.3.2 p -stacjonarne szeregi czasowe

Mając wektor próbek (4.164), wprowadźmy dla $p = 0, 1, 2, \dots, k = 0, \dots, p$ oraz $n = 0, \dots, N$ elementy

$$|z^{n,p,k} y\rangle_{T+(N-n)(p+1)} \triangleq [\overbrace{O_{p+1} \dots O_{p+1}}^n \underbrace{0 \dots 0}_k y_0 \dots y_{T-k} \overbrace{O_{p+1} \dots O_{p+1}}^{N-n}]^* \quad (4.179)$$

gdzie $\mathbf{O}_{p+1}$ (4.118) jest wektorem zerowym wymiaru $(p+1)$. Zauważmy, że kolejne elementy (4.179) dla $k = 0, \dots, p$ wyrażają się następująco

$$\begin{aligned} |z^{n,p,0}y\rangle_{T+(N-n)(p+1)} &= [\overbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}^n y_0 \dots y_T \overbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}^{N-n}]^* \\ |z^{n,p,1}y\rangle_{T+(N-n)(p+1)} &= [\overbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}^n \underbrace{0}_1 y_0 \dots y_{T-1} \overbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}^{N-n}]^* \\ &\vdots \end{aligned} \quad (4.180)$$

$$|z^{n,p,p}y\rangle_{T+(N-n)(p+1)} = [\overbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}^n \underbrace{0 \dots 0}_p y_0 \dots y_{T-p} \overbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}^{N-n}]^* \quad (4.181)$$

Oznaczmy

$$|Y_n\rangle_{T+(N-n)(p+1)} \triangleq [|z^{n,p,0}y\rangle_{T+(N-n)(p+1)} \dots |z^{n,p,p}y\rangle_{T+(N-n)(p+1)}] \quad (4.182)$$

oraz

$$|Y_{N,p}\rangle_T \triangleq [|Y_0\rangle_{T+N(p+1)} |Y_1\rangle_{T+(N-1)(p+1)} \dots |Y_N\rangle_T] \quad (4.183)$$

Przykład 4.4

- $N = 2, p = 0, T = 4$:

$$\langle Y_{2,0}|_4 = \begin{bmatrix} y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & y_4 & \vdots & 0 & \vdots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & \vdots & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & y_4 & \vdots & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & \vdots & 0 & \vdots & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \end{bmatrix} \quad (4.184)$$

- $N = 2, p = 1, T = 4$:

$$\begin{aligned}
 < Y_{2,1}|_4 = \begin{bmatrix} y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & y_4 & \vdots & 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 \\ 0 & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & \vdots & 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & \vdots & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & y_4 & \vdots & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \vdots & 0 & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & \vdots & 0 & 0 \\ \dots & \dots & \vdots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 & \vdots & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 & \vdots & 0 & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 \end{bmatrix} \\
 & \hspace{25em} (4.185)
 \end{aligned}$$

- $N = 2, p = 2, T = 4$:

$$\begin{aligned}
 < Y_{2,2}|_4 = \begin{bmatrix} y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & y_4 & \vdots & 0 & 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 & 0 \\ 0 & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & \vdots & 0 & 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & y_0 & y_1 & y_2 & \vdots & 0 & 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \vdots & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & y_4 & \vdots & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \vdots & 0 & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & \vdots & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 & y_0 & y_1 & y_2 & \vdots & 0 & 0 & 0 \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ 0 & 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 & 0 & \vdots & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 & y_4 \\ 0 & 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 & 0 & \vdots & 0 & y_0 & y_1 & y_2 & y_3 \\ 0 & 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 & 0 & \vdots & 0 & 0 & y_0 & y_1 & y_2 \end{bmatrix} \\
 & \hspace{25em} (4.186)
 \end{aligned}$$

Niech dla $n = 0, \dots, N$

$$S_{n,T} \triangleq \text{span}\{|Y_n >_{T+(N-n)(p+1)}\} \quad (4.187)$$

oraz niech

$$S_T \triangleq \text{span}\{|Y_{N,p} >_T\} \quad (4.188)$$

Niech ponadto

$$H_T \triangleq < Y_{N,p} | Y_{N,p} >_T \quad (4.189)$$

oznacza macierz Grama bazy przestrzeni S_T .

Stwierdzenie 4.4

Przestrzeń S_T (4.187) jest przestrzenią z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym. Macierz Grama H_T (4.189) bazy tej przestrzeni jest więc klatkową macierzą p -Toeplitzowską.

Dowód

Rozważmy $|z^{n,p,k}y\rangle_{T+(N-n)(p+1)}$ oraz $|z^{n,p,l}y\rangle_{T+(N-n)(p+1)}$. Mamy wówczas

$$\langle z^{n+i,p,k}y | z^{n+i,p,l}y \rangle_{T+(N-n-i)(p+1)} = \langle z^{n,p,k}y | z^{n,p,l}y \rangle_{T+(N-n)(p+1)}$$

□

Twierdzenie 4.3

Przestrzenie S (4.37), V (4.78) oraz S_T (4.187) są izomorficzne i (asymptotycznie) izometryczne.

Dowód

Wystarczy pokazać, że dla $n = 0, \dots, N$ podprzestrzenie S_n (4.55), V_n (4.93) oraz $S_{n;T}$ (4.187) są izomorficzne i (asymptotycznie) izometryczne. W tym celu zauważmy, że

$$\varphi_i^k \in S_n \leftrightarrow F_i^k \in V_n \leftrightarrow |\varphi_i^k\rangle_T \in S_{n;T} \quad (4.190)$$

Aby pokazać, że

$$\|\varphi_i^k\|_\Omega = \|F_i^k\|_V = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \|\varphi_i^k\rangle_T\|_{\mathcal{H}} \quad (4.191)$$

wystarczy zauważyć, że

$$(\varphi_i^k, \psi_i^k)_\Omega = (F_i^k, G_i^k)_V = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \langle \varphi_i^k, \psi_i^k \rangle_T \quad (4.192)$$

□

Zauważmy również, że macierz Grama H_T (4.189) jest estymatorem p -Toeplitzowskiej macierzy kowariancyjnej (4.43) p -stacjonarnego sygnału losowego y .

Przykład 4.5

- z (4.184) widać, że $H_4 = \langle Y_{2,0} | Y_{2,0} \rangle_4$ jest estymatorem (dla $T = 4$) macierzy (4.45),
- z (4.185) widać, że $H_4 = \langle Y_{2,1} | Y_{2,1} \rangle_4$ jest estymatorem (dla $T = 4$) macierzy (4.46),
- z (4.186) widać, że $H_4 = \langle Y_{2,2} | Y_{2,2} \rangle_4$ jest estymatorem (dla $T = 4$) macierzy (4.47).

4.3.3 Algorytmy parametryzacji Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych

Algorytmy parametryzacji Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych wynikają bezpośrednio z izomorfizmu (4.190) - (4.192) i wiążą się z ortogonalizacją bazy (4.182) podprzestrzeni

$$S_{0;T} = \text{span}\{|z^{0,p,0}y\rangle_{T+N(p+1)} \dots |z^{0,p,p}y\rangle_{T+N(p+1)}\} \quad (4.193)$$

przestrzeni S_T (4.187) z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym. Rozważmy dla $i = 0, \dots, p$ i $k = i, \dots, p$ rodzinę podprzestrzeni

$$S_{i;T}^k = \text{span}\{|z^{0,p,i}y\rangle_{T+N(p+1)} \dots |z^{0,p,k}y\rangle_{T+N(p+1)}\} \subset S_{0;T} \quad (4.194)$$

Przepiszmy (4.194) jako

$$S_{i;T}^k = \text{span}\{|z^{0,p,i}y\rangle_{T+N(p+1)}, S_{i+1;T}^k\} \quad (4.195)$$

i zdefiniujmy

$$|\varepsilon_i^k\rangle_T \triangleq P(S_{i;T}^k \ominus S_{i+1;T}^k) |z^{0,p,i}y\rangle_{T+N(p+1)} \perp S_{i+1;T}^k \quad (4.196)$$

wraz z wersją unormowaną

$$|e_i^k\rangle_T \triangleq |\varepsilon_i^k\rangle_T < \varepsilon_i^k | \varepsilon_i^k \rangle_T^{-1/2} \quad (4.197)$$

Podobnie, przepiszmy (4.194) jako

$$S_{i;T}^k = \text{span}\{S_{i;T}^{k-1}, |z^{0,p,k}y\rangle_{T+N(p+1)}\} \quad (4.198)$$

i zdefiniujmy

$$|\nu_i^k\rangle_T \triangleq P(S_{i;T}^k \ominus S_{i;T}^{k-1}) |z^{0,p,k}y\rangle_{T+N(p+1)} \perp S_{i;T}^{k-1} \quad (4.199)$$

wraz z wersją unormowaną

$$|r_i^k\rangle_T \triangleq |\nu_i^k\rangle_T < \nu_i^k | \nu_i^k \rangle_T^{-1/2} \quad (4.200)$$

Stwierdzenie 4.5

Elementy $|e_i^k\rangle_T$ (4.197) i $|r_i^k\rangle_T$ (4.200) są reprezentantami Kołmogorowa elementów, odpowiednio, $\mathbf{A}_i^k$ (4.119) i $\mathbf{B}_i^k$ (4.130).

Dowód

Wynika bezpośrednio z izomorfizmu (4.190) - (4.192).

□

Wniosek 4.2

Prawdziwe są następujące zależności rekurencyjne dla $i = 0, \dots, p$ oraz $k = i + 1, \dots, p$

$$\begin{bmatrix} |e_i^k >_T \\ |r_i^k >_T \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} |e_i^{k-1} >_T \\ |r_{i+1}^k >_T \end{bmatrix} \theta(\rho_{i;T}^k) \quad (4.201)$$

gdzie

$$\rho_{i;T}^k = - \langle e_i^{k-1} | r_{i+1}^k >_T \quad (4.202)$$

Dowód

Wynika bezpośrednio z izomorfizmu (4.190) - (4.192).

□

Niech

$$|\pi >_{T+(N-n)(p+1)} \triangleq \left[\overbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}^n \underbrace{0 \dots 0}_T 1 \overbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}^{N-n} \right]^* \quad (4.203)$$

Wówczas przemnażając lewostronnie zależności rekurencyjne (4.201) przez $\langle \pi |_{T+(N-n)(p+1)}$, otrzymujemy dla $T = 0, 1, \dots$

$$\begin{bmatrix} e_{i;T}^k \\ r_{i;T}^k \end{bmatrix} = \theta(\rho_{i;T}^k) \begin{bmatrix} e_{i;T}^{k-1} \\ r_{i+1;T}^k \end{bmatrix} \quad (4.204)$$

Z zależności rekurencyjnych (4.204), w powiązaniu z p -niezmienniczością przestrzeni wektorowej S_T , rozpiętej na próbkach p -stacjonarnych szeregów czasowych, wynikają struktury algorytmów parametryzacji Schura tych szeregów dla $T = 0, 1, \dots$. Zauważmy, że inicjalizacjami w kolejnych krokach algorytmów dla $p = 0, 1, \dots$ są wektory

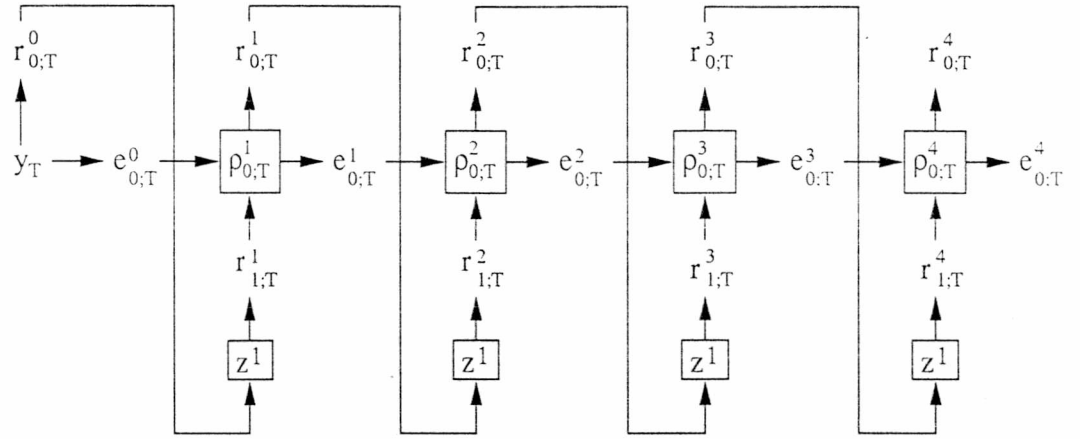
$$\{|r_{p+1}^{i+(p+1)} >_T, \text{ dla } i = 0, \dots, p\} \quad (4.205)$$

Ponieważ wektory te są reprezentantami Kołmogorowa w izomorfizmie (4.190) - (4.192) elementów (4.145) (przy $n = 0$), odpowiednikiem zależności (4.160), wynikającym z p -stacjonarności, są związki

$$|r_{p+1}^{i+(p+1)} >_T = z^{(p+1)} |r_0^i >_T \text{ dla } i = 0, \dots, p \quad (4.206)$$

Zauważając, że

$$|r_{p+1}^{i+(p+1)} >_T = \left[\overbrace{\mathbf{O}_{p+1}}^1 r_{p+1;0}^{i+(p+1)} \dots r_{p+1;T}^{i+(p+1)} \overbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}^{N-1} \right]^* \quad (4.207)$$



Rysunek 4.13: Algorytm parametryzacji Schura p -stacjonarnego szeregu czasowego ($p = 0$).

oraz że

$$|r_0^i\rangle_T = [r_{0;0}^i \dots r_{0;T}^i \overbrace{\mathbf{O}_{p+1} \dots \mathbf{O}_{p+1}}^N]^* \quad (4.208)$$

otrzymujemy inicjalizację

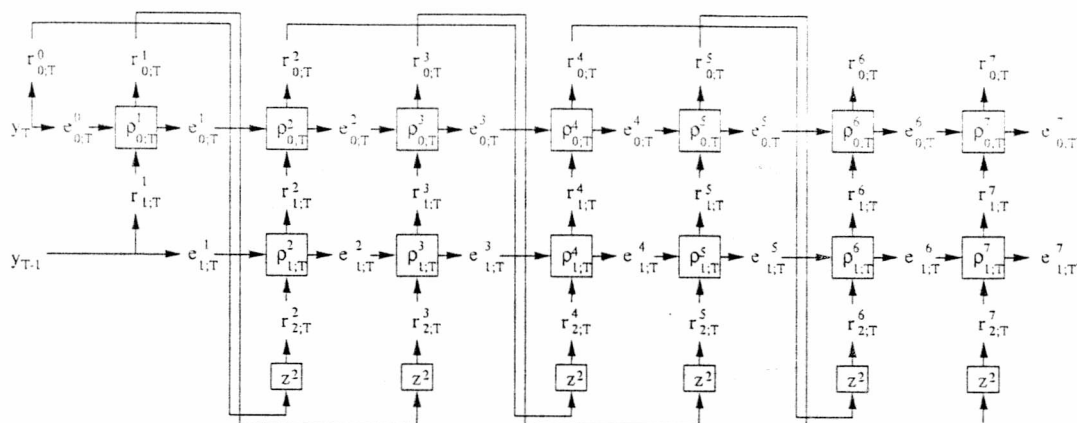
$$r_{p+1;T}^{i+(p+1)} = z^{(p+1)} r_{0;T}^i \text{ dla } i = 0, \dots, p \quad (4.209)$$

Na tej podstawie otrzymujemy struktury algorytmów parametryzacji przedstawione na rys. 4.13 - 4.17 dla $p = 0, 1, 2, 3, 4$.

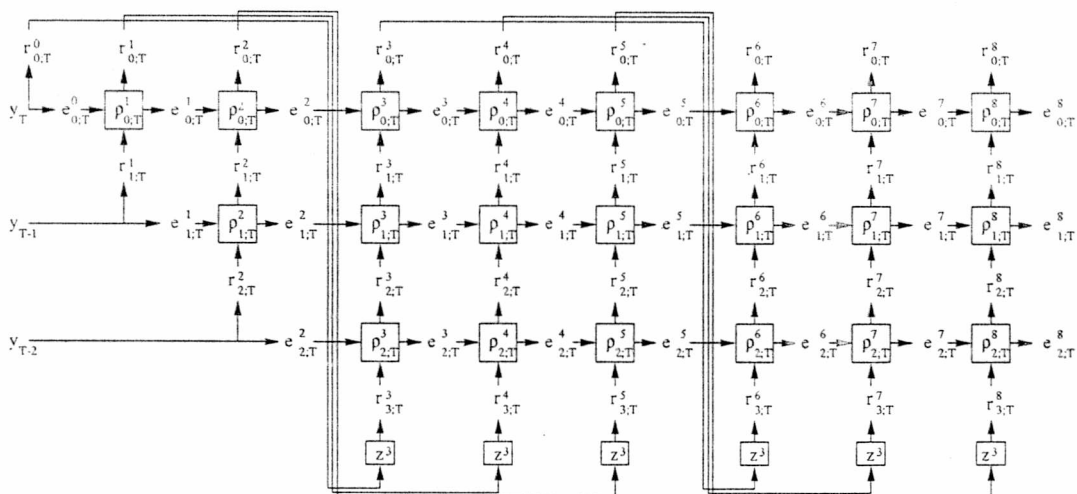
4.4 Adaptacyjne uaktualnianie w czasie współczynników Schura szeregów czasowych

Wyznaczenie współczynników Schura szeregu czasowego w oparciu o zależność (4.202) wymaga znajomości wektorów próbek $|e_i^{k-1}\rangle_T$ oraz $|r_{i+1}^k\rangle_T$ dla każdej chwili czasu $T = 0, 1, 2, \dots$, co uniemożliwia implementację algorytmów działających bezpośrednio na próbkach, określonych zależnością (4.204) i pokazanych dla $p = 0, 1, 2, 3, 4$ na rys. 4.13 - 4.17. Z tego względu pożądane jest wykorzystanie rekurencyjnej metody adaptacyjnego uaktualniania zmiennych w czasie współczynników Schura.

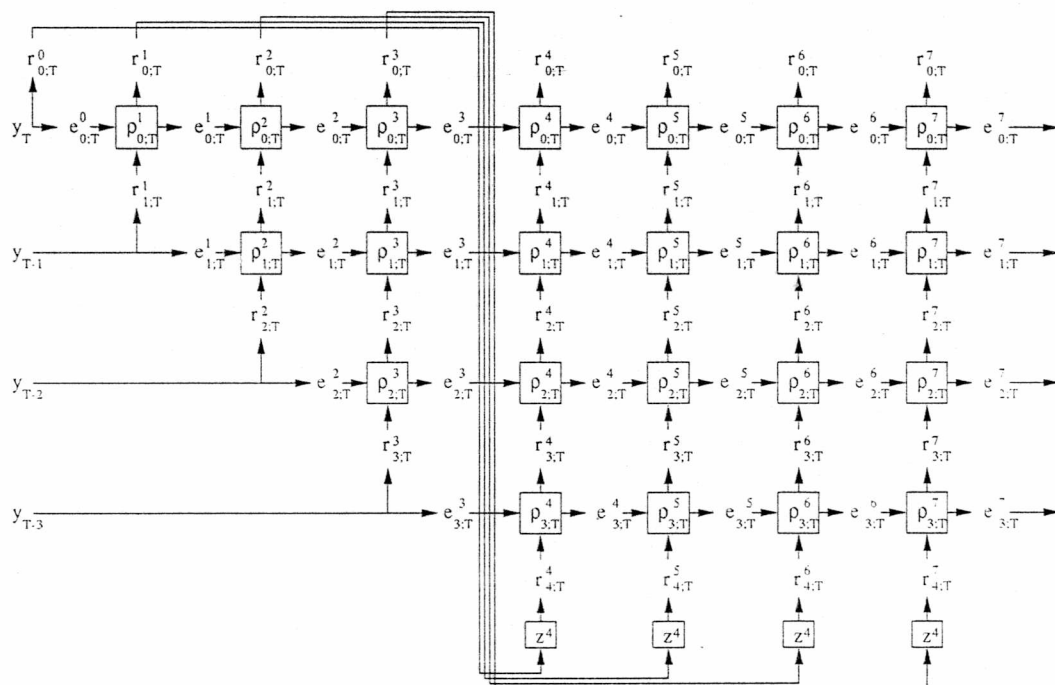
Możliwość taką stwarza tzw. tożsamość korelacji częściowej (PARCOR – od PARTIAL CORrelation) Youle’a [69]. Niech a i b będą elementami pewnej przestrzeni Hilberta. Oznaczmy przez $\bar{a} = a\|a\|^{-1}$ i $\bar{b} = b\|b\|^{-1}$ ich wersje unormo-



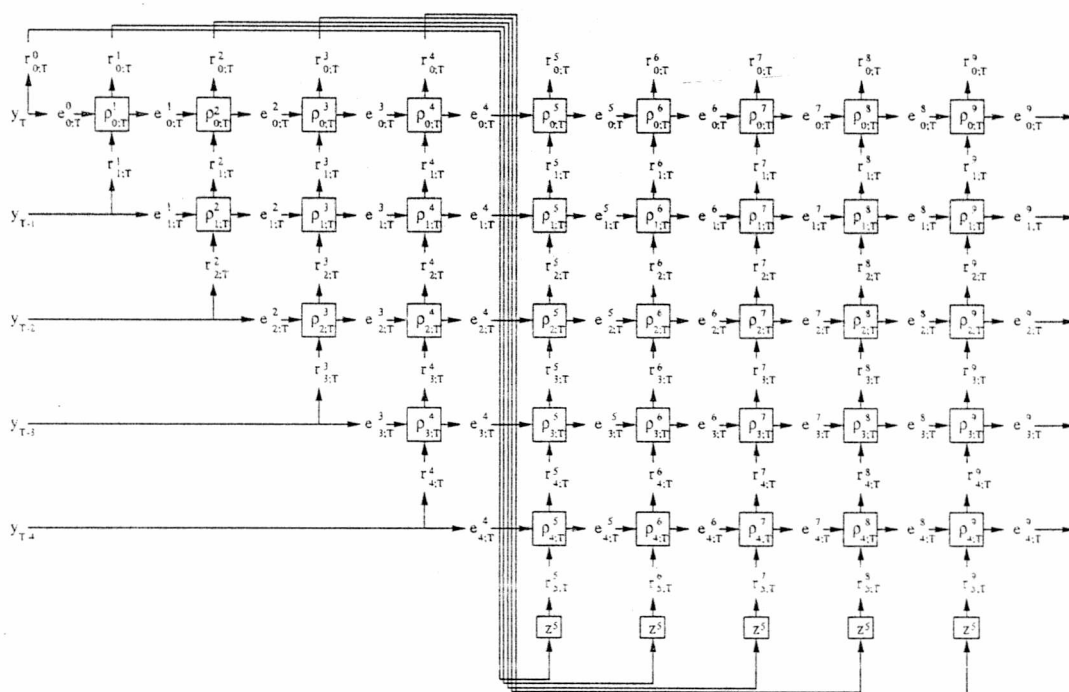
Rysunek 4.14: Algorytm parametryzacji Schura p -stacjonarnego szeregu czasowego ($p = 1$).



Rysunek 4.15: Algorytm parametryzacji Schura p -stacjonarnego szeregu czasowego ($p = 2$).



Rysunek 4.16: Algorytm parametryzacji Schura p -stacjonarnego szeregu czasowego ($p = 3$).



Rysunek 4:17: Algorytm parametryzacji Schura p -stacjonarnego szeregu czasowego ($p = 4$).

wane i wprowadźmy współczynnik korelacji elementów a i b jako

$$\gamma(a, b) = (\bar{a}, \bar{b}) = \|a\|^{-1}(a, b)\|b\|^{-1} \quad (4.210)$$

Mając dany zbiór wektorów U , oznaczmy przez a_U residualny błąd wynikający z estymacji elementu a w podprzestrzeni $\text{span}\{U\}$. Wówczas

$$a_U \triangleq P(U^\perp)a = I - P(U)a = a - (a, \bar{U})\bar{U} \quad (4.211)$$

gdzie $\bar{U}$ oznacza dowolną bazę ON podprzestrzeni $\text{span}\{U\}$. Zdefiniujmy współczynnik korelacji częściowej elementów $\{a, b\}$ dla danej U jako [173]

$$\gamma_U(a, b) = \gamma_U(\bar{a}, \bar{b}) = \|a_U\|^{-1}(a_U, b_U)\|b_U\|^{-1} \quad (4.212)$$

Używając tej notacji, współczynnik Schura (4.202) można zapisać jako

$$\rho_{i;T}^k = \gamma_{S_{i+1;T}^{k-1}} < z^{0,p,i}y | z^{0,p,k}y >_{T+N(p+1)} \quad (4.213)$$

gdzie, zgodnie z (4.195),

$$S_{i+1;T}^{k-1} = \text{span}\{|z^{0,p,i+1}y >_{T+N(p+1)} \dots |z^{0,p,k-1}y >_{T+N(p+1)}\} \quad (4.214)$$

Zależność (4.211) możemy przepisać jako

$$a_U = a - (a, \bar{U})\bar{U} = \|a\|(\bar{a} - (\bar{a}, \bar{U})\bar{U}) = \|a\|(\bar{a} - \gamma(a, U)\bar{U}) \quad (4.215)$$

i możemy sprawdzić, że

$$\|a_U\| = \|a\|(I - \gamma(a, U)\gamma^*(a, U))^{\frac{1}{2}} \quad (4.216)$$

skąd

$$\bar{a}_U = \|a_U\|^{-1}a_U = (I - \gamma(a, U)\gamma^*(a, U))^{-\frac{1}{2}}(\bar{a} - \gamma(a, U)\bar{U}) \quad (4.217)$$

Wyprowadzając podobne wyrażenie dla $\bar{b}_U$

$$\bar{b}_U = (I - \gamma(b, U)\gamma^*(b, U))^{-\frac{1}{2}}(\bar{b} - \gamma(b, U)\bar{U}) \quad (4.218)$$

możemy pokazać, że

$$\begin{aligned} \gamma_U(a, b) &= \gamma(a_U, b_U) = (\bar{a}, \bar{b}) \\ &= (I - \gamma(a, U)\gamma^*(a, U))^{-\frac{1}{2}} \\ &\quad \cdot ((\bar{a} - \gamma(a, U)\bar{U}), (\bar{b} - \gamma(b, U)\bar{U})) \\ &\quad \cdot (I - \gamma(b, U)\gamma^*(b, U))^{-\frac{1}{2}} \\ &= (I - \gamma(a, U)\gamma^*(a, U))^{-\frac{1}{2}} \\ &\quad \cdot (\gamma(a, b) - \gamma(a, U)\gamma^*(b, U)) \\ &\quad \cdot (I - \gamma(b, U)\gamma^*(b, U))^{-\frac{1}{2}} \end{aligned} \quad (4.219)$$

lub, w sposób bardziej zwarty,

$$\gamma_U(a, b) = F\{A, B, C\} = (I - BB^*)^{-\frac{1}{2}}(A - BC^*)(I - CC^*)^{-\frac{1}{2}} \quad (4.220)$$

gdzie

$$A = \gamma(a, b); \quad B = \gamma(a, U); \quad C = \gamma(b, U) \quad (4.221)$$

Stąd, oraz na podstawie [69, 82] otrzymujemy zależność umożliwiającą uaktualnianie z próbki na próbkę zmiennych w czasie współczynników Schura

$$\rho_{i;T}^k = \left(1 - (e_{i;T}^{k-1})^2\right)^{\frac{1}{2}} \left(1 - (r_{i+1;T}^k)^2\right)^{\frac{1}{2}} \rho_{i;T-1}^k - e_{i;T}^{k-1} r_{i+1;T}^k \quad (4.222)$$

przy zmodyfikowanych zależnościach rekurencyjnych (4.204) w postaci

$$e_{i;T}^k = \left(1 - (\rho_{i;T}^k)^2\right)^{-\frac{1}{2}} \left(1 - (r_{i+1;T}^k)^2\right)^{-\frac{1}{2}} \left[e_{i;T}^{k-1} + \rho_{i;T}^k r_{i+1;T}^k\right] \quad (4.223)$$

$$r_{i;T}^k = \left(1 - (\rho_{i;T}^k)^2\right)^{-\frac{1}{2}} \left(1 - (e_{i;T}^{k-1})^2\right)^{-\frac{1}{2}} \left[\rho_{i;T}^k e_{i;T}^{k-1} + r_{i+1;T}^k\right] \quad (4.224)$$

gdzie

$$|e_i^k >_T \triangleq |e_i^k >_T < \pi | P(S_{i+1;T}^{k-1})^\perp | \pi >_{T+N(p+1)}^{-\frac{1}{2}} \quad (4.225)$$

$$|r_i^k >_T \triangleq |r_i^k >_T < \pi | P(S_{i+1;T}^{k-1})^\perp | \pi >_{T+N(p+1)}^{-\frac{1}{2}} \quad (4.226)$$

4.5 Ortogonalne rozwinięcie estymatora dla szeregów czasowych

Z (4.179), (4.193) oraz (4.196) wynika, iż podprzestrzenią estymacyjną dla elementu $|z^{0,p,0} y >_T$ jest $S_{1;T}^{N(p+1)+p}$. Z (4.199) oraz (4.200) wynika, że

$$S_{1;T}^{N(p+1)+p} = \oplus_{i=1}^p \text{span}\{|r_1^i >_T\} \oplus_{n=1}^N \oplus_{i=n(p+1)}^{n(p+1)+p} \text{span}\{|r_1^i >_T\} \quad (4.227)$$

Zatem

$$\begin{aligned} |\varepsilon_0^{N(p+1)+p} >_T &= P(S_{0;T}^{N(p+1)+p} \ominus S_{1;T}^{N(p+1)+p}) | z^{0,p,0} y >_T = \\ &= |z^{0,p,0} y >_T - \sum_{n=0}^N \sum_{i=n(p+1)}^{n(p+1)+p} |r_1^i >_T \rho_{0;T}^i \end{aligned} \quad (4.228)$$

(gdzie $\rho_{0;T}^0 = 0$), skąd wniosek, że

$$\begin{aligned} \|\varepsilon_0^{N(p+1)+p} >_T\|_{\mathcal{H}}^2 &= \langle \varepsilon_0^{N(p+1)+p} | \varepsilon_0^{N(p+1)+p} >_T = \\ &= \|\varepsilon_0^{N(p+1)+p} >_T\|_{\mathcal{H}}^2 - \sum_{n=0}^N \sum_{i=n(p+1)}^{n(p+1)+p} |\rho_{0;T}^i|^2 \end{aligned} \quad (4.229)$$

Interpretując współczynniki Schura $\rho_{0;T}^i$ jako współczynniki Fouriera w ortogonalnym rozwinięciu estymatora względem bazy ON wg uporządkowania w tył $\{|r_1^i| >_T, i = 1, \dots, \infty\}$, oraz przyjmując, że $\| |\varepsilon_0^{N(p+1)+p} >_T \|_{\mathcal{H}} \rightarrow 0$ gdy $N \rightarrow \infty$, otrzymujemy równość Parsewala

$$\| |y >_T \|_{\mathcal{H}}^2 = \| |z^{0,p,0} y >_T \|_{\mathcal{H}}^2 = \sum_{n=0}^{\infty} \sum_{i=n(p+1)}^{n(p+1)+p} |\rho_{0;T}^i|^2 \quad (4.230)$$

Stąd wniosek, że wariancja (moc) parametryzowanego szeregu czasowego $|y >_T$ wyraża się jako suma kwadratów modułów współczynników Schura w (nieskończonym) rozwinięciu ortogonalnym (Fouriera) względem bazy ON (wg uporządkowania w tył) przestrzeni obserwacji. Tym samym, estymator mocy parametryzowanego szeregu czasowego możemy, dla każdej chwili czasu $T = 0, 1, 2, \dots$ wyznaczyć jako sumę częściową szeregu (4.230).

4.6 Estymacja zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy szeregów czasowych

W wyniku adaptacyjnej parametryzacji szeregu czasowego $|y >_T$ otrzymujemy następujący zbiór wartości zmiennych w czasie współczynników Schura tego szeregu:

$$\begin{bmatrix} \rho_{0;0}^1 & \dots & \rho_{0;t}^1 & \dots & \rho_{0;T}^1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \rho_{0;0}^p & \dots & \rho_{0;t}^p & \dots & \rho_{0;T}^p \end{bmatrix} \quad (4.231)$$

oraz dla $n = 1, \dots, N(p+1) + p$

$$\begin{bmatrix} \rho_{0;0}^{n(p+1)} & \dots & \rho_{0;t}^{n(p+1)} & \dots & \rho_{0;T}^{n(p+1)} \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \rho_{0;0}^{n(p+1)+p} & \dots & \rho_{0;t}^{n(p+1)+p} & \dots & \rho_{0;T}^{n(p+1)+p} \end{bmatrix} \quad (4.232)$$

Dysponując w każdej chwili czasu $t = 0, \dots, T$ wartościami współczynników Schura $\rho_{0;t}^n$ dla $n = 1, \dots, N(p+1) + p$ możemy wyliczyć dla każdej chwili t odpowiedź impulsową filtru innowacyjnego o parametrach zmiennych w czasie, wykorzystując następujące uogólnienie unormowanego algorytmu Levińskiego:

J200.

Zaimplementowane algorytmy obejmują:

- przetwarzanie wstępne (wczytanie plików w formacie *wav*, wybór fragmentów do analizy, wizualizacja, centrowanie, standaryzacja);
- adaptacyjną parametryzację Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych;
- adaptacyjną estymację mocy chwilowej;
- adaptacyjną estymację zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy;
- wizualizację dwu- i trzy-wymiarową.

Dla $t = 0, \dots, T$ oraz $n = 0, \dots, N(p+1) + p - 1$

$$\begin{bmatrix} a_{n+1,0}^t \\ a_{n+1,1}^t \\ \vdots \\ a_{n+1,n}^t \\ a_{n+1,n+1}^t \end{bmatrix} = \left(1 - (\rho_{0,t}^{n+1})^2\right)^{-\frac{1}{2}} \left(\begin{bmatrix} a_{n,0}^t \\ a_{n,1}^t \\ \vdots \\ a_{n,n}^t \\ 0 \end{bmatrix} + \rho_{0,t}^{n+1} \begin{bmatrix} 0 \\ b_{n,n}^t \\ \vdots \\ b_{n,1}^t \\ b_{n,0}^t \end{bmatrix} \right) \quad (4.233)$$

$$\begin{bmatrix} b_{n+1,n+1}^t \\ b_{n+1,n}^t \\ \vdots \\ b_{n+1,1}^t \\ b_{n+1,0}^t \end{bmatrix} = \left(1 - (\rho_{0,t}^{n+1})^2\right)^{-\frac{1}{2}} \left(\rho_{0,t}^{n+1} \begin{bmatrix} a_{n,0}^t \\ a_{n,1}^t \\ \vdots \\ a_{n,n}^t \\ 0 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} 0 \\ b_{n,n}^t \\ \vdots \\ b_{n,1}^t \\ b_{n,0}^t \end{bmatrix} \right) \quad (4.234)$$

Wynikiem, otrzymanym dla $n = N(p+1) + p$, jest zbiór zależnych od czasu (dla $t = 0, \dots, T$) odpowiedzi impulsowych filtru innowacyjnego

$$\begin{bmatrix} a_{N(p+1)+p;0}^0 & \cdots & a_{N(p+1)+p;0}^t & \cdots & a_{N(p+1)+p;0}^T \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ a_{N(p+1)+p;N(p+1)+p}^0 & \cdots & a_{N(p+1)+p;N(p+1)+p}^t & \cdots & a_{N(p+1)+p;N(p+1)+p}^T \end{bmatrix} \quad (4.235)$$

Mając odpowiedzi impulsowe (4.235) możemy wyznaczyć zmienne w czasie (dla $t = 0, \dots, T$) funkcje transmitancji filtru innowacyjnego jako

$$\begin{aligned} A^t(e^{j\theta}) &= FFT\{a_{N(p+1)+p;0}^t, \dots, a_{N(p+1)+p;N(p+1)+p}^t\} \\ &= |A^t(e^{j\theta})| e^{j \arg\{A^t(e^{j\theta})\}} \end{aligned} \quad (4.236)$$

Zmienny w czasie parametryczny estymator (AR) widmowej gęstości mocy szeregu czasowego $|y|_{>T}$, to

$$W^t(\theta) = |A^t(e^{j\theta})|^{-2} \quad \text{dla } t = 0, \dots, T \quad (4.237)$$

4.7 Implementacja adaptacyjnych algorytmów parametryzacji Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych

Opracowane i przedstawione w niniejszym rozdziale algorytmy ortogonalnej parametryzacji Schura p -stacjonarnych szeregów czasowych zostały zaimplementowane w postaci m -plików w środowisku Matlab (ver. 5.0), działającym pod kontrolą systemu operacyjnego HP-UX (ver. 11.1) na stacji roboczej HP 9000/700

Rozdział 5

Ortogonalna parametryzacja Schura losowych sygnałów impulsowych występujących w sporcie strzeleckim

5.1 Akwizycja sygnałów

Niniejszy podrozdział został poświęcony akwizycji losowych impulsowych sygnałów akustycznych zarejestrowanych w warunkach treningu indywidualnego, grupowego a także zawodów, w sytuacjach rzeczywistych i typowych dla sportu strzeleckiego.

5.1.1 Środowisko akwizycji-strzelnica COSS WKS Śląsk

Akwizycję losowych impulsowych sygnałów akustycznych przeprowadzono na strzelnicy COSS WKS Śląsk we Wrocławiu. Strzelnica przy ulicy Wodzisławskiej jest uznawana za obiekt klasy europejskiej, przystosowany do prowadzenia treningów indywidualnych, grupowych i zawodów w różnych dyscyplinach i konkurencjach. Liczbę trenujących wyczynowo ocenia się na około 300 osób. Trenują tu między innymi reprezentanci Kadry Olimpijskiej, a także zawodnicy grupy powszechnej. Na obiekcie odbywają się imprezy sportowe o charakterze lokalnym i międzynarodowym, Zawody o Puchar Wiosny, Zawody o Puchar Polski, Zawody o Złoty Muszkiet i Złotą Króćcę, Finał Pucharu Polski, Mistrzostwa Polski Seniorów, Mistrzostwa Pucharu Polski - Grupa Powszechna, Ogólnopolska Olimpiada Młodzieży, Mistrzostwa Polski w strzelaniu do rzutków, Zawody Klasyfikacyjne, Mistrzostwa Europy Juniorów. Na obiekcie znajduje się strzel-

nica 50 m dla konkurencji karabin dowolny, sportowy; pistolet dowolny, a także 25 m dla konkurencji pistolet szybkostrzelny, sportowy oraz standard. Treningi oraz zawody w konkurencjach karabin oraz pistolet pneumatyczny odbywają się na trzelnicy 10 m. Istnieją także warunki do uprawiania konkurencji Trap oraz Skeet, na strzelnicy otwartej. Obiekt ten spełnia wymogi i normy związane z bezpieczeństwem i ergonomią. Oznacza to poprawność dokonania wyboru miejsca pomiarów.

5.1.2 Wybór konkurencji sportowych

Przy wyborze konkurencji do akwizycji kierowano się dwoma przesłankami. Opracowaniami wskazującymi na najbardziej traumatyzujące działanie specyficznego środowiska akustycznego [75, 88, 94, 95, 96, 101, 103] oraz popularnością uprawianych na obiekcie konkurencji. Badania eksperymentalne dotyczące broni krótkiej przeprowadzono na strzelnicy krytej 25 m w warunkach treningu indywidualnego z pistoletu Margolin (z zastosowaniem dwóch rodzajów amunicji tj. EXTRA 75 oraz R-50), pistoletu centralnego zapłonu (z wykorzystaniem amunicji LAPUA REGULAR, 9 PARA LAPUA oraz MESKO), ZKR (amunicja 38 special, COMBAT), TT (7,62 Tokariew), pistoletu szybkostrzelnego Walther 5,6 mm. Osobne pomiary dotyczyły treningu indywidualnego w wolnej przestrzeni w konkurencji skeet. Powtórzono także pomiary impulsu akustycznego z pistoletu TT, w wolnej przestrzeni oraz na strzelnicy w pawilonie 25 m na wysokości narządu słuchu strzelca. Trening grupowy dotyczył konkurencji pistolet sportowy oraz pistolet centralnego zapłonu, natomiast akwizycji środowiska akustycznego w warunkach zawodów dokonano 11 grudnia 1999 podczas Zawodów IV Rundy Zawodów Grupy Powszechnej Dolnośląskiego Okręgowego Związku Strzelectwa Sportowego. Poziom tła na strzelnicy krytej 25 m w trakcie treningu indywidualnego nie przekraczał 56 dB. W przypadku treningu indywidualnego akwizycji dokonywano na środkowym stanowisku strzeleckim (nr16, przy istniejących 32 stanowiskach), a mikrofon pomiarowy umieszczano na wysokości narządu słuchu strzelca. Każdorazowo rejestrowano nie mniej niż 10 impulsów. W przypadku pistoletu szybkostrzelnego specyfika konkurencji implikowała przestrzeganie normatywów czasowych i liczbę impulsów. Pomiary powtarzano na różnych stanowiskach strzeleckich w celu wyeliminowania artefaktów związanych z propagacją fali akustycznej w pomieszczeniu. Losowo powtórzono także pomiary na stanowisku sędziego, tj. w odległości 2 m od stanowiska strzeleckiego, mikrofon umieszczano na wysokości narządu słuchu osoby stojącej oraz na podobnych zasadach na środkowym miejscu przeznaczonym dla widzów (II rząd). Eksperyment dotyczący pistoletu szybkostrzelnego przeprowadzono w czterech seriach. Pierwsza seria dotyczyła oddania 5 strzałów w ciągu 8 sek, druga seria 5 strzałów dwa razy w ciągu 8 sek, trzecia seria 5 strzałów dwa razy w ciągu 6 sek, czwarta

seria 5 strzałów dwa razy w ciągu 4 sek. Pomiary odbywały się na stanowisku 15, impulsy akustyczne pochodziły z pistoletu szybkostrzelnego Hammerli 5,6 mm. Piąta seria dotyczyła oddawania 5 strzałów w ciągu 4 sek, przy czym pomiary przeprowadzono na stanowisku sędziego, w linii stanowiska 15, natomiast szóstą ostatnią seria dotyczyła 5 strzałów w ciągu 4 sek ocenianych w linii stanowiska 15 na miejscu widowni. W przypadku konkurencji Trap pomiary odbywały się na stanowisku 3 oraz w odległości 2 m od stanowiska strzeleckiego na wysokości narządu słuchu strzelca. Pomiar pierwszy dotyczył broni FN Browning kaliber 12 śrut amunicja Olympic 2 m od stanowiska strzeleckiego nr 3. Z kolei drugi pomiar dotyczył FN Browning na stanowisku strzeleckim nr 3 przy uchu strzelca. Pomiar trzeci dotyczył Bock Dubeltówka (amunicja Nike-Fiocci) 2m od stanowiska. Pomiar czwarty dotyczył Bock Dubeltówka (amunicja Nike-Fiocci) na wysokości narządu słuchu strzelca. W treningu grupowym z pistoletu centralnego zapłonu na strzelnicy 25 m uczestniczyło czterech zawodników usytuowanych na stanowisku 26, 27, 29 i 30. Strzelano z następujących typów broni CZ (2 zawodników, amunicja 9mm Para Lapua), Bersa 22 (9mm Para Lapua), Glock (9mm Fiocci). Pomiar pierwszy przeprowadzono w odległości 2 m od stanowiska strzeleckiego w linii 29 stanowiska. Pomiar drugi dotyczył stanowiska 26 (CZ) na wysokości narządu słuchu strzelca. Pomiar trzeci przeprowadzono przy stanowisku 27 (Glock). W czasie 1,5 godzinnego treningu zarejestrowano 6 fragmentów przebiegów w funkcji czasu. W trakcie treningu grupowego z pistoletu sportowego na strzelnicy 25 m uczestniczyło 8 zawodników przy stanowiskach od 9 do 16. Zawodnicy używali pistoletu Hammerli (3 osoby), Margolin sportowy (3 osoby) oraz Walther (2 osoby). Przeprowadzono 4 wersje pomiarów w trakcie 1,5 godzinnego treningu. Pomiar pierwszy na linii stanowiska 13 w odległości 2 m od narządu słuchu strzelca. Pomiar drugi na stanowisku 13 (Margolin) na wysokości narządu słuchu strzelca. Pomiar trzeci na stanowisku 16 (Walther) na wysokości narządu słuchu strzelca. Pomiar czwarty dotyczył oddania serii 5 strzałów przez każdego z trenujących, mikrofon pomiarowy umieszczony był na stanowisku 16. Zawody grupy powszechnej odbywały się w pawilonie 25 m, przy obsadzonych 32 stanowiskach strzeleckich w pięciu zmianach. Zawodnik uczestniczący w każdej zmianie oddawał 10 strzałów w ciągu 10 minut. W trakcie pomiarów przyjęto zasadę trzykrotnej rejestracji w wybranych sektorach sali. Pierwsza seria pomiarów dotyczyła sektora pierwszego (stanowisko 1) przy położeniu skrajnie lewym. Druga seria pomiarów obejmowała sektor 4 (stanowisko 13) położenie centralne. Seria trzecia dotyczyła sektora 8 (stanowisko 30) przy położeniu skrajnie prawym. Ze względów proceduralnych w czasie zawodów pomiary powtarzano 2 m oraz 4m od stanowiska strzeleckiego na linii podanych wcześniej stanowisk. Taki schemat postępowania powtórzono dwukrotnie w trzech wybranych zmianach w trakcie zawodów. Stanowiska 1-16 obsadzali zawodnicy z pistoletu sportowego, natomiast stanowiska 17-32 z pistolet centralnego zapłonu. W trakcie pomiarów

oceniano wstępnie szczytową wartość ciśnienia akustycznego.

5.1.3 Metoda akwizycji sygnałów

Akwizycji akustycznych sygnałów impulsowych dokonano przy użyciu – jako sensora – miernika poziomu dźwięku 2230 firmy Bruel&Kjaer, w którym zastosowano odpowiednie adaptory celem ochrony sensora przed przesterowaniem przy poziomach sygnałów przekraczających 140 dB. Sensor ten był dołączony do wejścia 16-bitowego przetwornika A/C, o szybkości próbkowania 44100 próbek/s, w komputerze przenośnym, w pamięci masowej którego zarejestrowane sygnały zostały zeskalowane w formacie *.wav*.

5.2 Wyniki ortogonalnej parametryzacji Schura zarejestrowanych sygnałów

Zarejestrowane akustyczne sygnały impulsowe zostały poddane ortogonalnej adaptacyjnej parametryzacji Schura przy użyciu algorytmów przedstawionych w paragrafach 4.3.3, 4.4, 4.5 i 4.6, zaimplementowanych jako *m*-pliki w środowisku Matlab ver. 5.0, pracującym pod kontrolą systemu operacyjnego HP-UX ver. 11.20 na stacji roboczej HP 9000/J-200.

5.2.1 Dobór parametrów algorytmów parametryzacji

W przeprowadzonych badaniach eksperymentalnych zarejestrowanych akustycznych sygnałów impulsowych przeanalizowano dobór następujących parametrów zaimplementowanych algorytmów:

- rzędu N filtru parametryzującego,
- wartości λ tzw. współczynnika zapominania [82],
- wartości p przyjętego modelu niestacjonarności.

Rząd N filtru parametryzującego określa liczbę wyznaczanych współczynników Schura parametryzowanego sygnału. Interpretując współczynniki Schura jako współczynniki Fouriera w ortogonalnym rozwinięciu estymatora (patrz par. 4.5), oraz biorąc pod uwagę fakt, iż co do modułu współczynniki Schura nie przekraczają wartości 1 (jako iloczyny skalarne wektorów unormowanych – patrz par. 4.3.3)), należy brać pod uwagę tylko współczynniki Schura o wartościach

znaczących z energetycznego punktu widzenia. Na podstawie wyników przeprowadzonych badań eksperymentalnych, obejmujących określenie wartości maksymalnych modułów wyznaczanych, zmiennych w czasie, współczynników Schura, przyjęto $N = 40$.

Tzw. współczynnik zapominania λ nakłada na parametryzowany sygnał okno eksponencjalne, o szybkości tłumienia zależnej od wartości tego parametru. Przyjęcie wartości $\lambda = 1$ odpowiada estymatorowi długoterminowemu, kiedy to aktualnie obserwowane próbki sygnału w niewielkim stopniu modyfikują estymator w danej chwili czasu, z uwagi na dominujący wpływ przeszłości szeregu czasowego. Dla wartości parametru $\lambda < 1$, na parametryzowany szereg czasowy jest nakładane okno esponencjalne, zmniejszające wpływ odległej przeszłości na wartość estymatora w bieżącej chwili czasu, jednak znaczne zmniejszenie wartości tego parametru powoduje brak stabilności statystycznej estymatora. Na podstawie wyników przeprowadzonych badań eksperymentalnych przyjęto wartości współczynnika zapominania w zakresie $\lambda = 0.97, \dots, 1$.

Zaproponowana w pracy klasa modeli niestacjonarnych umożliwia sukcesywne zwiększanie stopnia złożoności algorytmów parametryzacji. W przeprowadzonych badaniach eksperymentalnych przyjęto wartości $p = 0, 1, 2, 3$.

5.2.2 Wyniki parametryzacji akustycznych sygnałów impulsowych

W niniejszym paragrafie przedstawiono wyniki ortogonalnej parametryzacji Schura wybranych akustycznych sygnałów impulsowych, występujących w sporcie strzeleckim, zarówno w dziedzinie czasu, jak i w dziedzinie częstotliwości.

Prezentowane wyniki obejmują następujące konkurencje sportowe:

- pistolet szybkostrzelny (PsZ) – broń Hammerli,
- trap (Tr) – broń Bock i FN Browning,
- pistolet sportowy (Ps) – broń Margolin,
- pistolet centralnego zapłonu (Pcz) – broń TT, CZ.

Przebiegi czasowe sygnałów

Na rys. 5.1 pokazano przebieg czasowy serii 5 strzałów w konkurencji PsZ, zaś na rys. 5.2, 5.6, 5.10, 5.14 i 5.18 – fragmenty sygnału z rys. 5.1, odpowiadające przebiegom czasowym kolejnych akustycznych sygnałów impulsowych tej serii.

Na rys. 5.22, 5.26, 5.30 i 5.34 przedstawiono przebiegi czasowe akustycznych sygnałów impulsowych w konkurencji Tr, przy czym rys. 5.22 i 5.26 dotyczą broni Bock, zaś rys. 5.30 i 5.34 – broni FN Browning.

Na rys. 5.38 przedstawiono przykładowy przebieg czasowy sygnału impulsowego w konkurencji Ps.

Na rys. 5.51 i 5.55 pokazano przebiegi czasowe sygnałów w konkurencji Pcz (rys. 5.51 – broń TT; rys. 5.55 – broń CZ).

Przebiegi zmiennych w czasie współczynników Schura

Na rys. 5.3, 5.7, 5.11, 5.15 i 5.19 pokazano przebiegi zmiennych w czasie współczynników Schura w konkurencji Psz dla 5 fragmentów sygnałów z rys. 5.2, 5.6, 5.10, 5.14 i 5.18, zaś na rys. 5.42, 5.43 i 5.44 współczynniki Schura dla fragmentu 4 i wartości parametru $p = 1, 2, 3$.

Na rys. 5.23, 5.27, 5.31 i 5.35 pokazano współczynniki Schura dla sygnałów w konkurencji Tr (broń Bock – rys. 5.23 i 5.27; broń FN Browning – rys. 5.31 i 5.35).

Na rys. 5.39, pokazano współczynniki Schura sygnału w konkurencji Ps.

Na rys. 5.52 i 5.56 zaprezentowano współczynniki Schura sygnałów w konkurencji Pcz (broń TT – rys. 5.52; broń CZ – rys. 5.56).

Przebiegi zmiennej w czasie mocy chwilowej

Na rys. 5.4, 5.8, 5.12, 5.16 i 5.20 pokazano przebiegi zmiennych w czasie mocy chwilowej w konkurencji Psz dla 5 fragmentów sygnałów z rys. 5.2, 5.6, 5.10, 5.14 i 5.18, zaś na rys. 5.45, 5.46 i 5.47 dla fragmentu 4 i wartości parametru $p = 1, 2, 3$.

Na rys. 5.24, 5.28, 5.32 i 5.36 pokazano przebieg mocy dla sygnałów w konkurencji Tr (broń Bock – rys. 5.24 i 5.28; broń FN Browning – rys. 5.32 i 5.36).

Na rys. 5.40 pokazano przebieg mocy sygnału w konkurencji Ps.

Na rys. 5.53 i 5.57 zaprezentowano przebieg mocy sygnałów w konkurencji Pcz (broń TT – rys. 5.53; broń CZ – rys. 5.57).

Przebiegi zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy

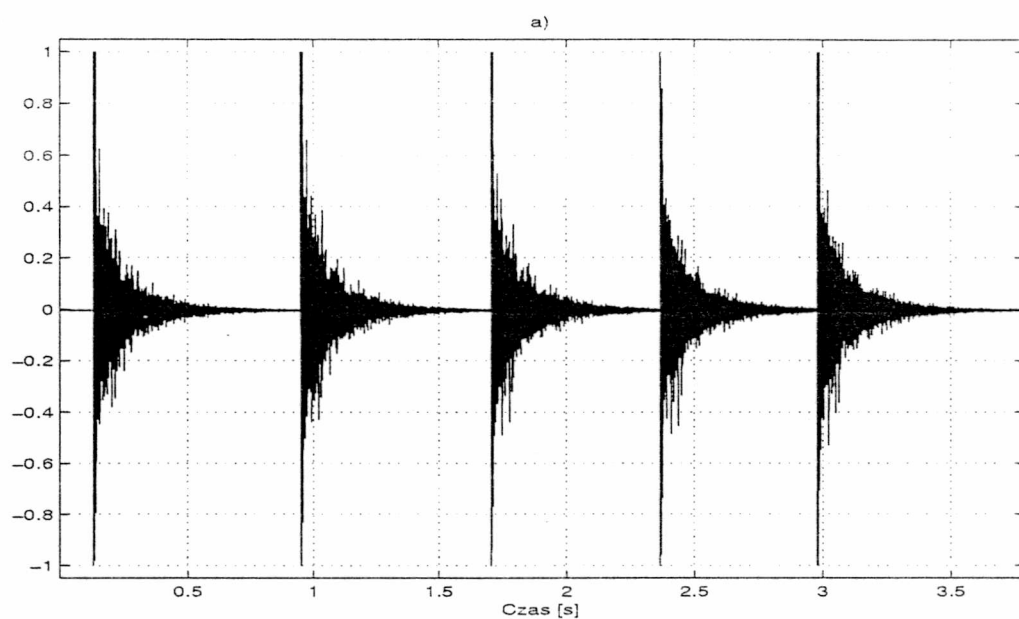
Na rys. 5.5, 5.9, 5.13, 5.17 i 5.21 pokazano przebiegi zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy w konkurencji Psz dla 5 fragmentów sygnałów z rys. 5.2, 5.6, 5.10, 5.14 i 5.18, zaś na rys. 5.48, 5.49 i 5.50 dla fragmentu 4 i wartości

parametru $p = 1, 2, 3$.

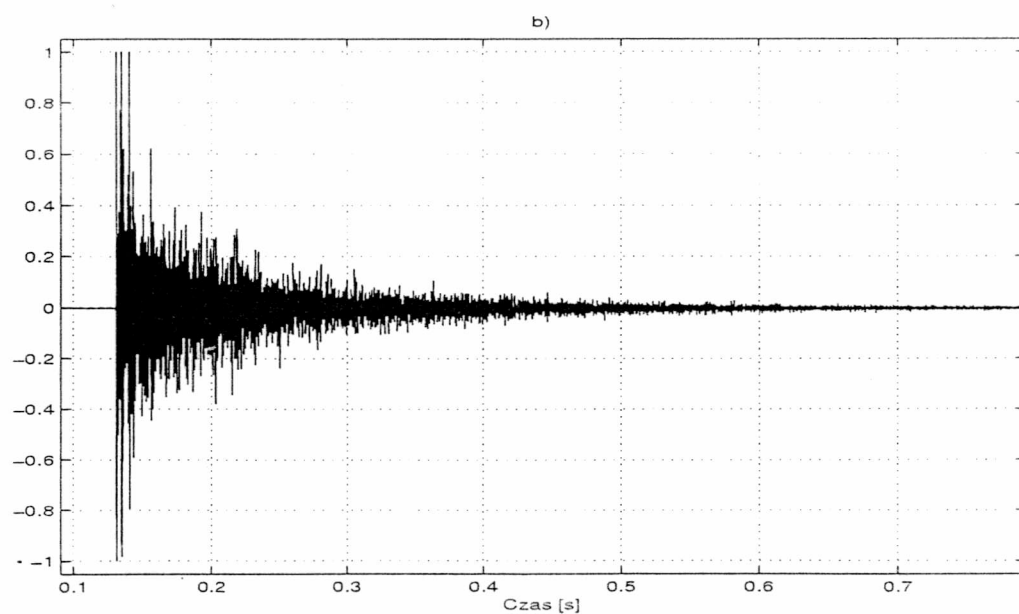
Na rys. 5.25, 5.29, 5.33 i 5.37 zmienną w czasie widmową gęstość mocy dla sygnałów w konkurencji Tr (broń Bock – rys. 5.25 i 5.29; broń FN Browning – rys. 5.33 i 5.37).

Na rys. 5.41 pokazano przebieg widmowej gęstości mocy sygnału w konkurencji Ps.

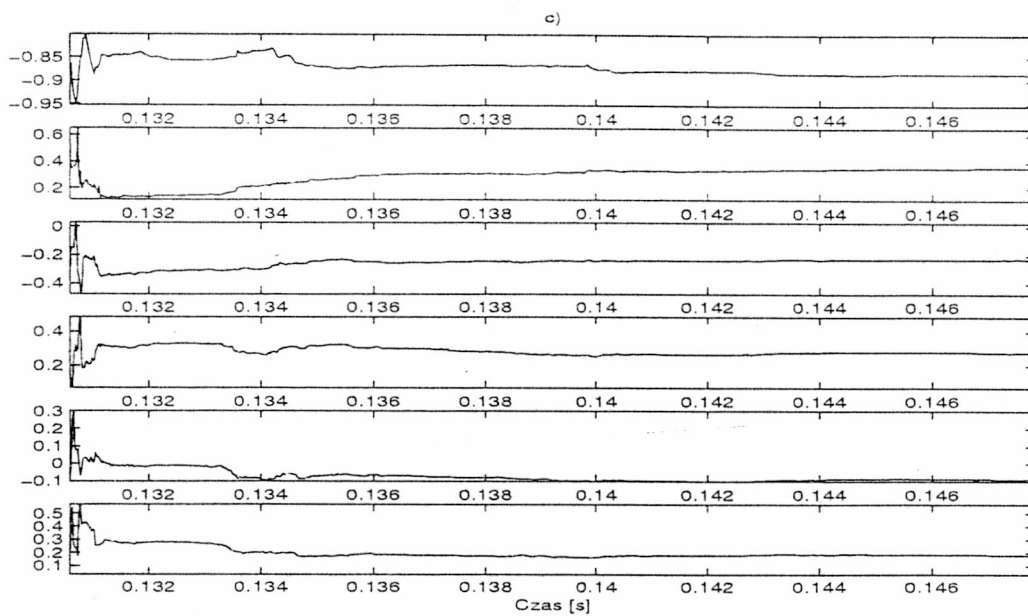
Na rys. 5.54 i 5.58 zaprezentowano przebieg zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy sygnałów w konkurencji Pcz (broń TT – rys. 5.54; broń CZ – rys. 5.58).



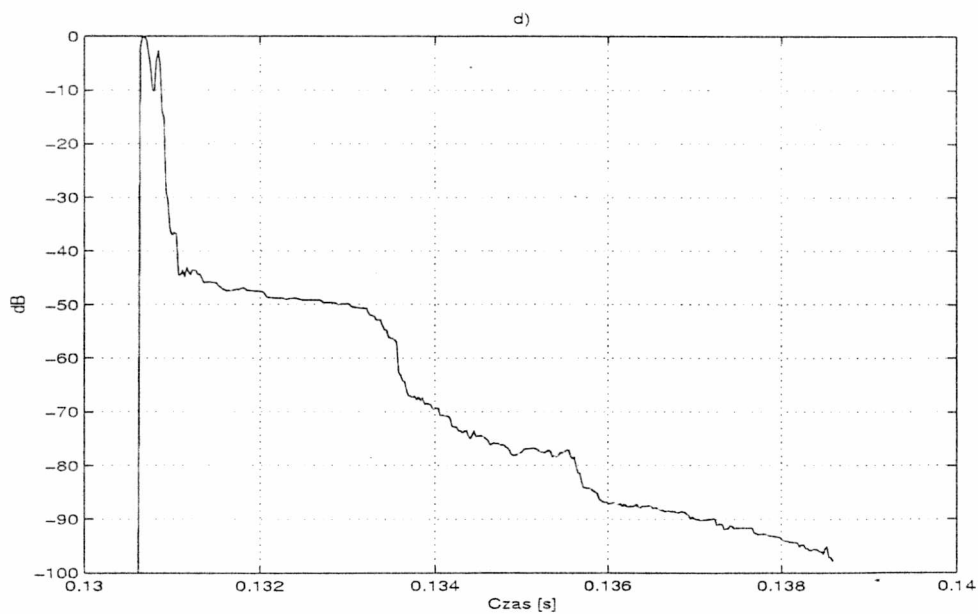
Rysunek 5.1: Przebieg czasowy sygnału w konkurencji Psz – broń typu Hammerli



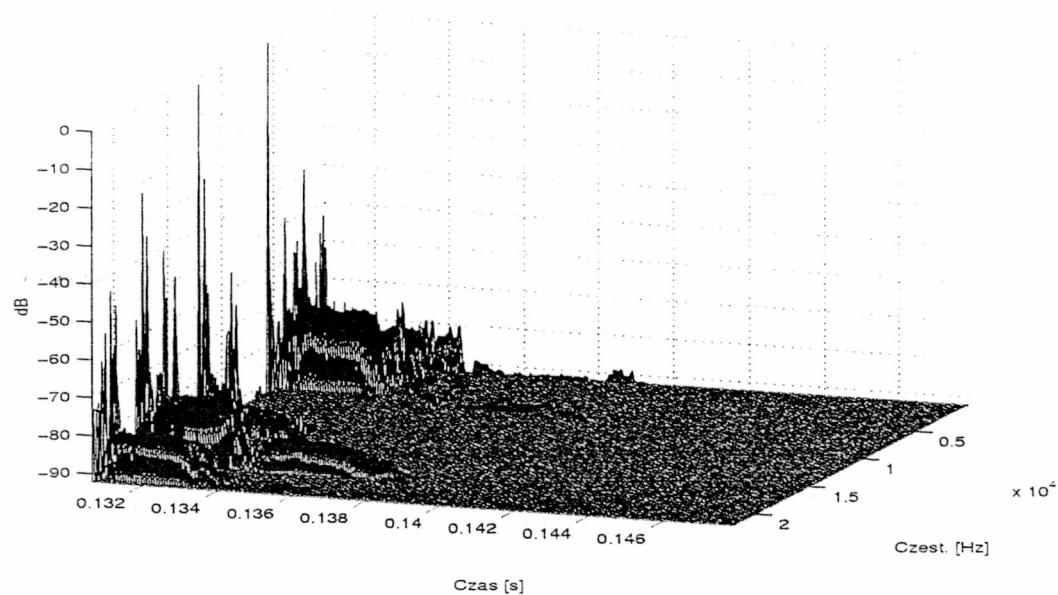
Rysunek 5.2: Przebieg czasowy pierwszego fragmentu sygnału z rys. 5.1



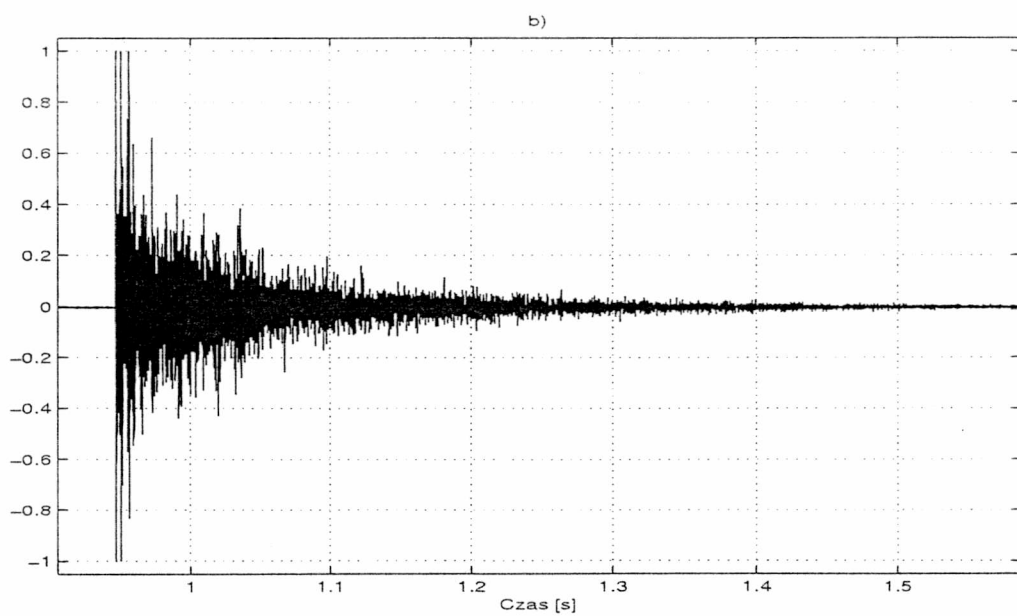
Rysunek 5.3: Zmienne w czasie współczynniki Schura pierwszego fragmentu sygnału z rys. 5.1 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



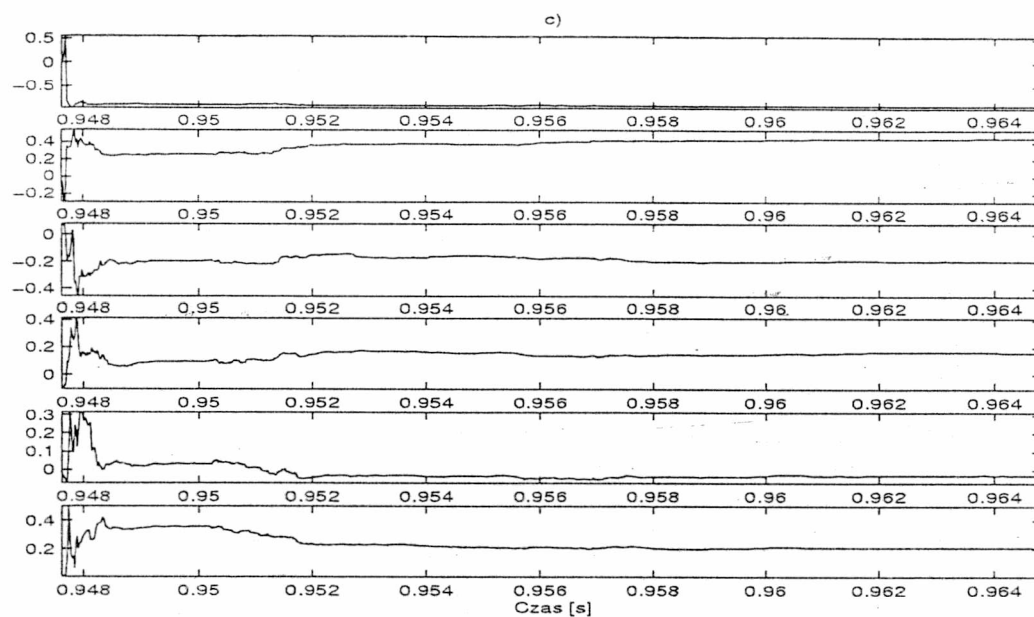
Rysunek 5.4: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej pierwszego fragmentu sygnału z rys. 5.1



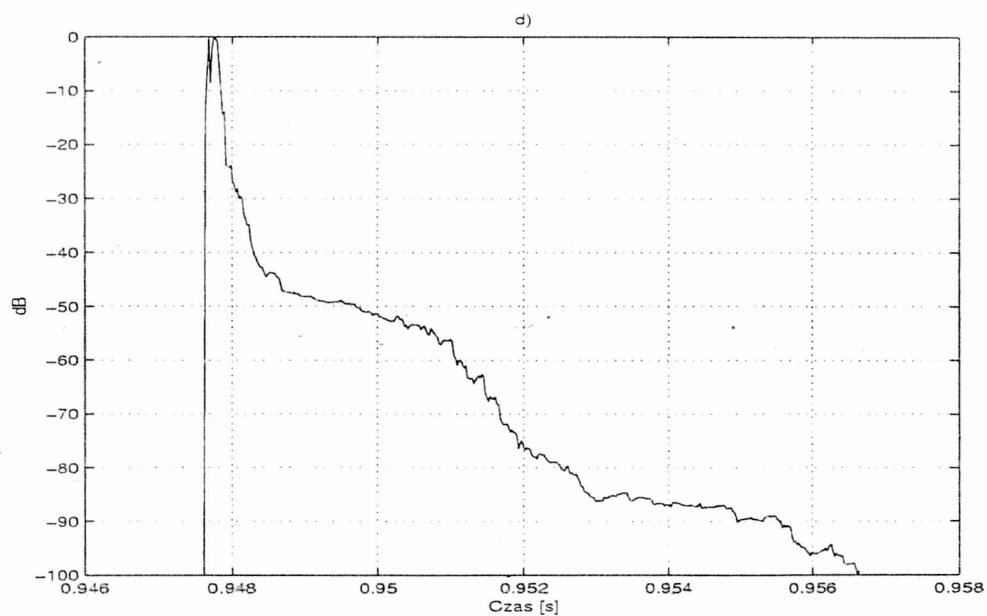
Rysunek 5.5: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy pierwszego fragmentu sygnału z rys. 5.1



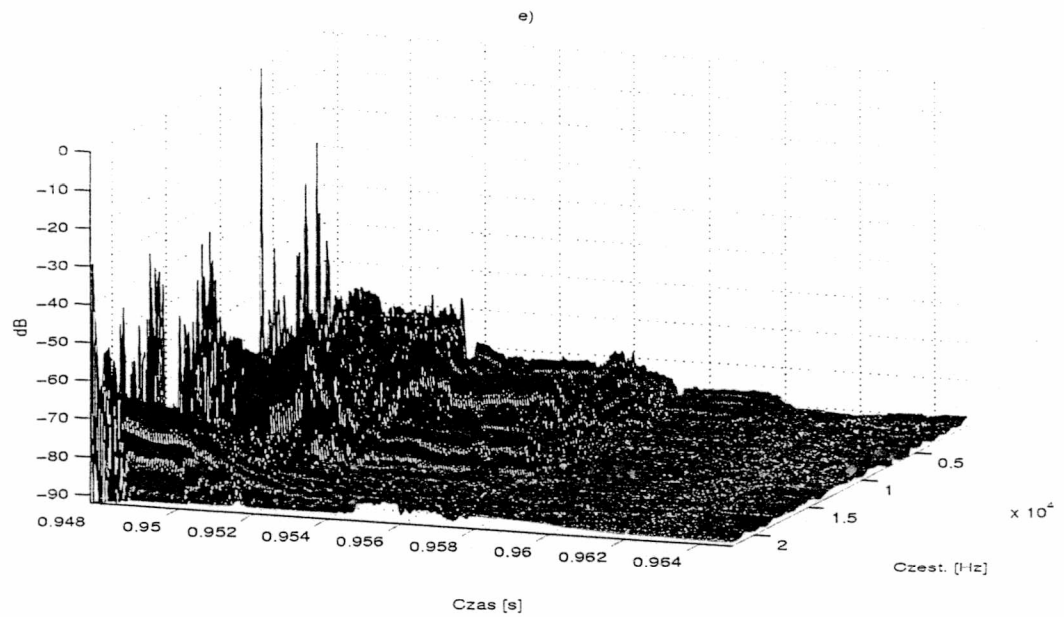
Rysunek 5.6: Przebieg czasowy drugiego fragmentu sygnału z rys. 5.1



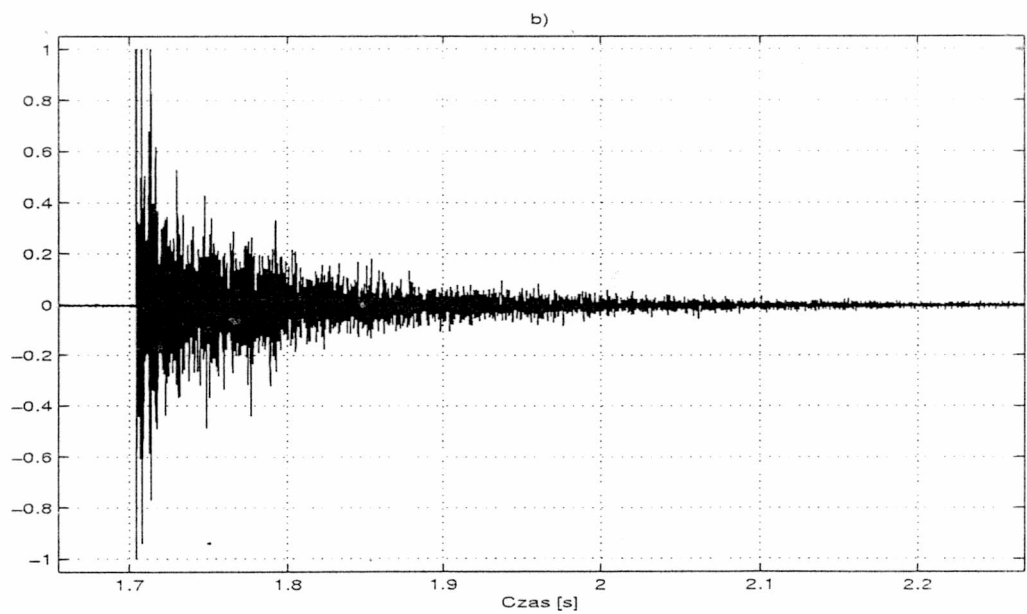
Rysunek 5.7: Zmienne w czasie współczynniki Schura drugiego fragmentu sygnału z rys. 5.1 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



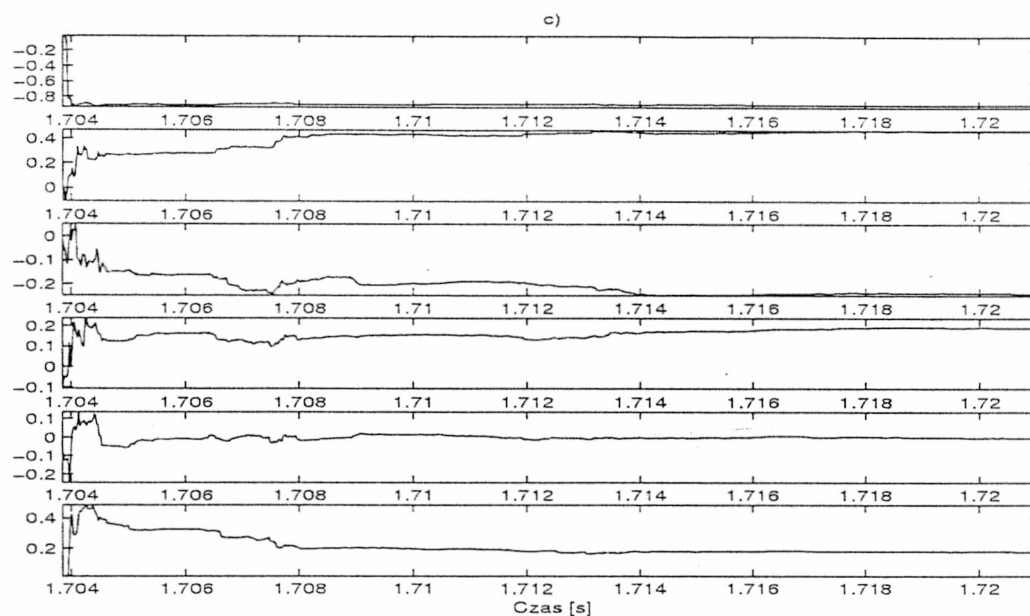
Rysunek 5.8: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej drugiego fragmentu sygnału z rys. 5.1



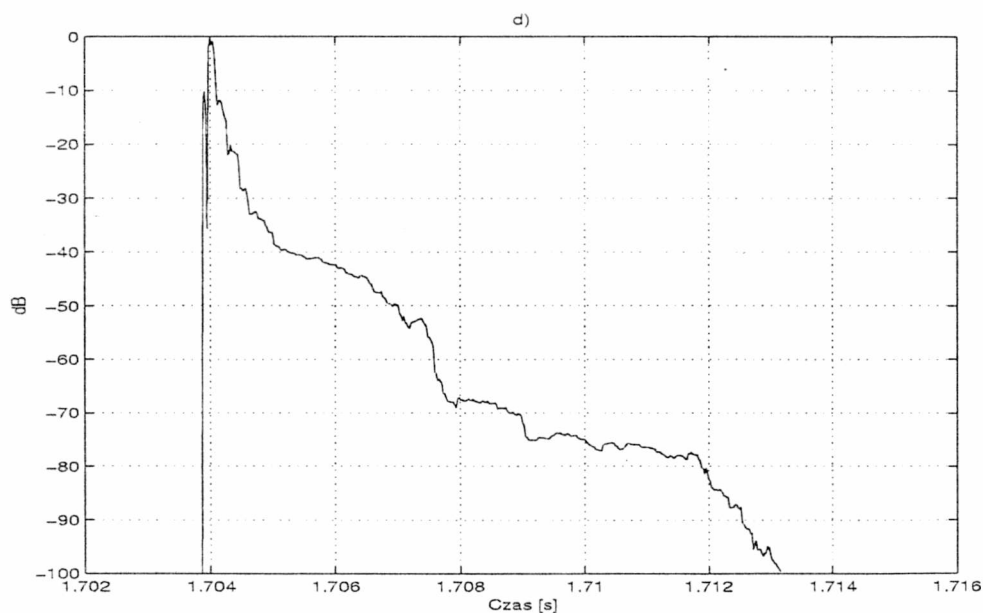
Rysunek 5.9: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy drugiego fragmentu sygnału z rys. 5.1



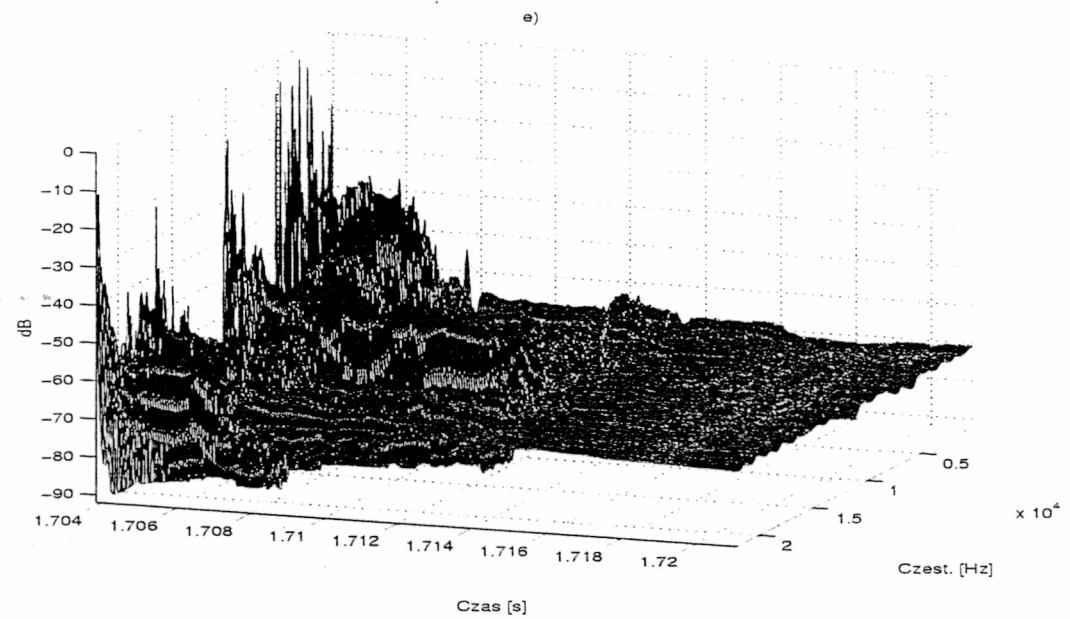
Rysunek-5.10: Przebieg czasowy trzeciego fragmentu sygnału z rys. 5.1



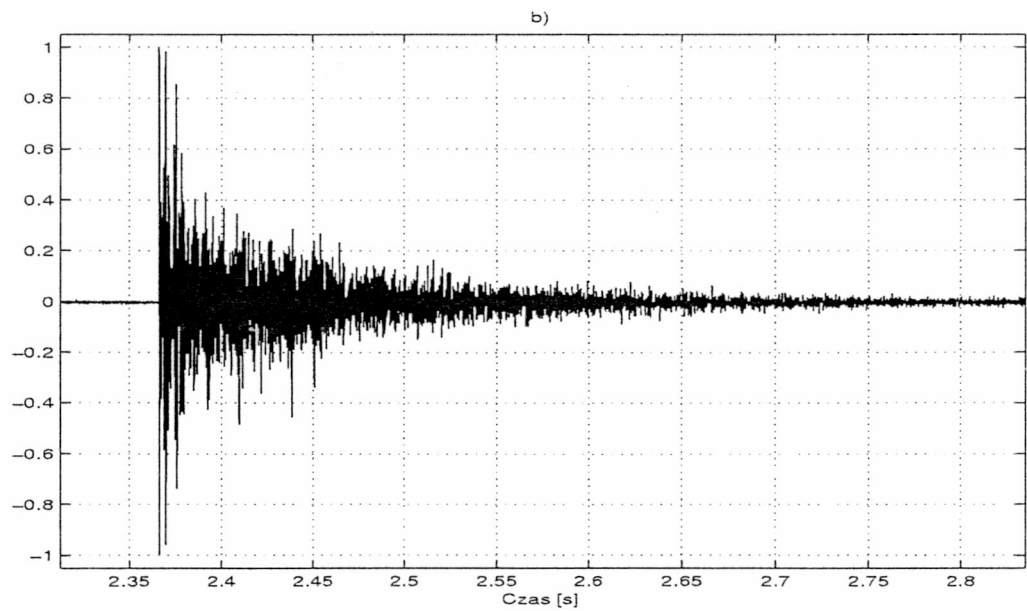
Rysunek 5.11: Zmienne w czasie współczynniki Schura trzeciego fragmentu sygnału z rys. 5.1 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



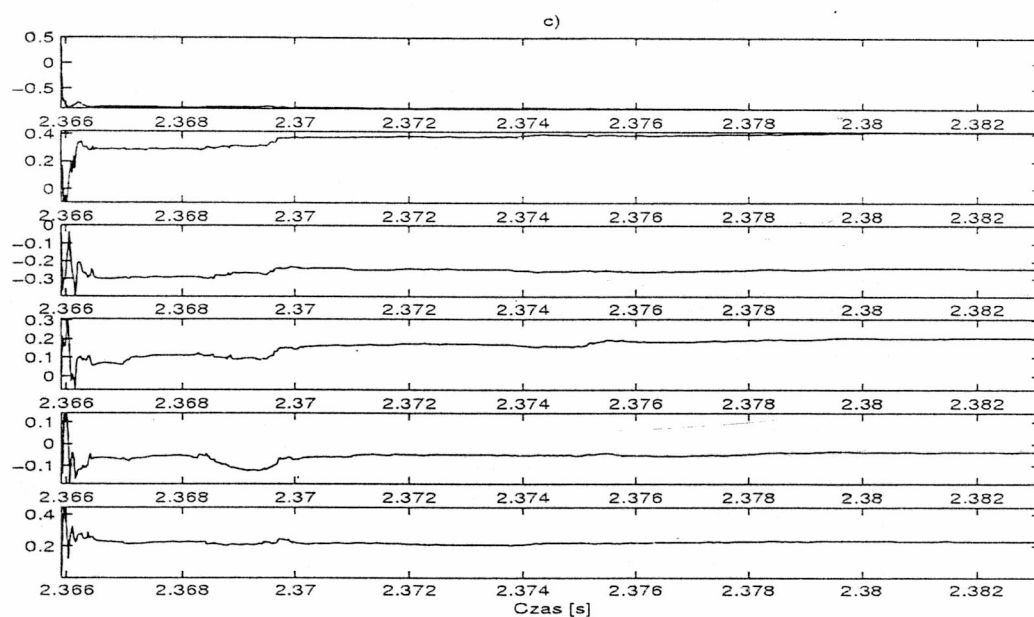
Rysunek 5.12: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej trzeciego fragmentu sygnału z rys. 5.1



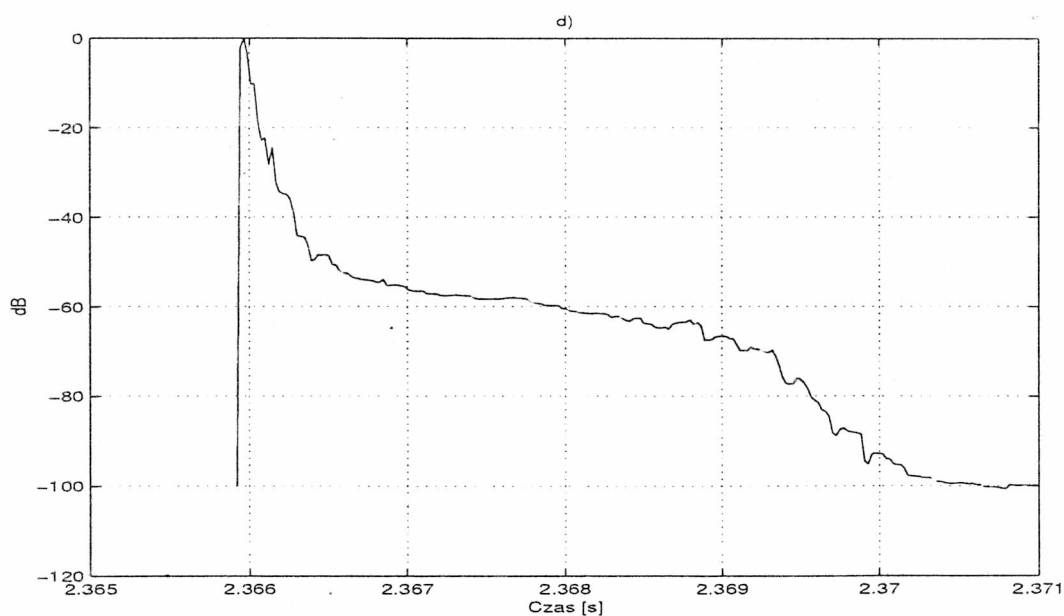
Rysunek 5.13: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy trzeciego fragmentu sygnału z rys. 5.1



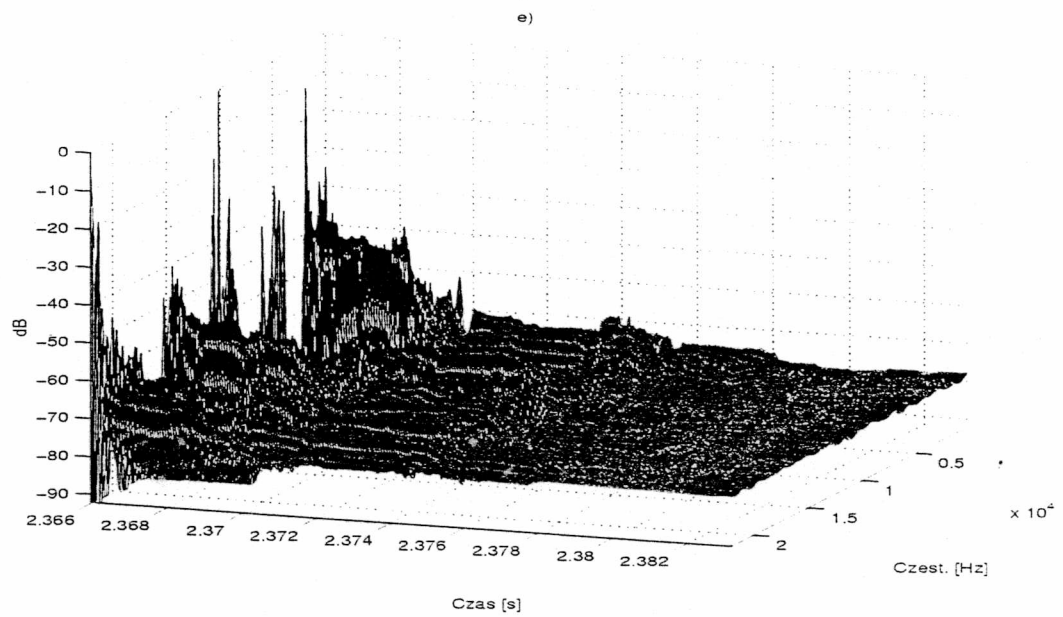
Rysunek 5.14: Przebieg czasowy czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1



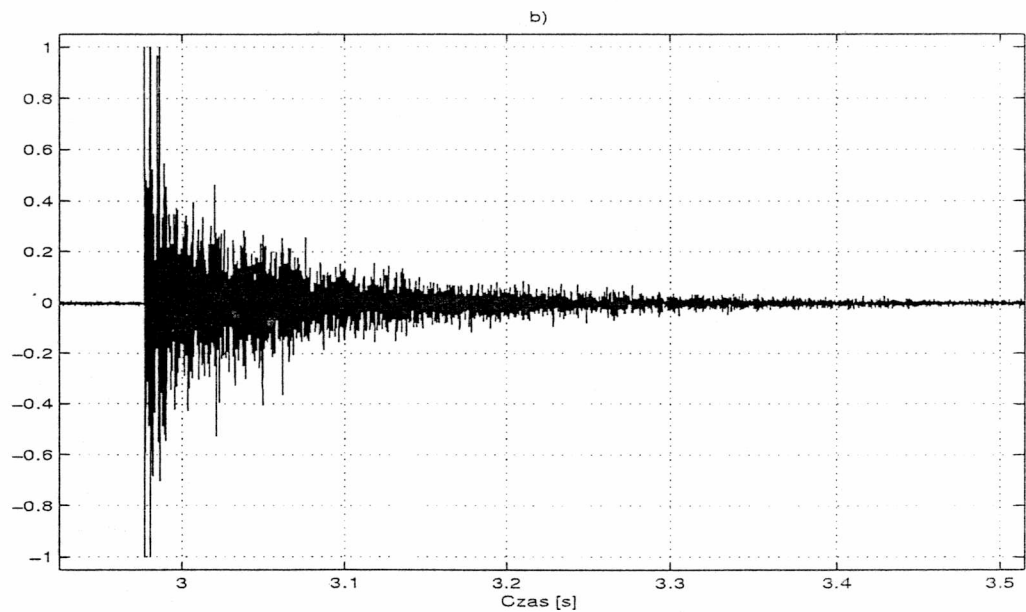
Rysunek 5.15: Zmienne w czasie współczynniki Schura czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



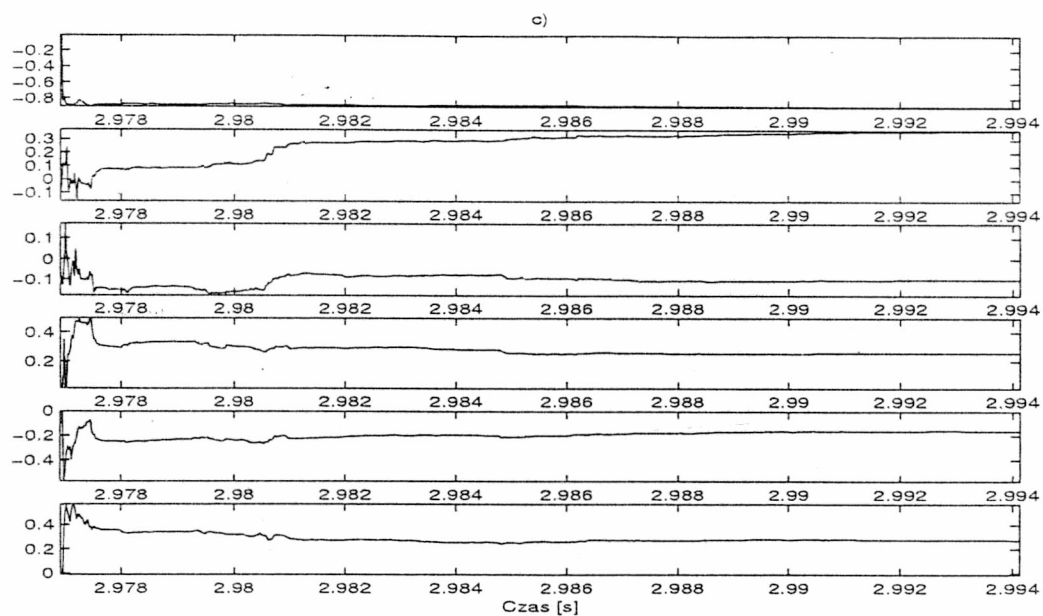
Rysunek 5.16: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1



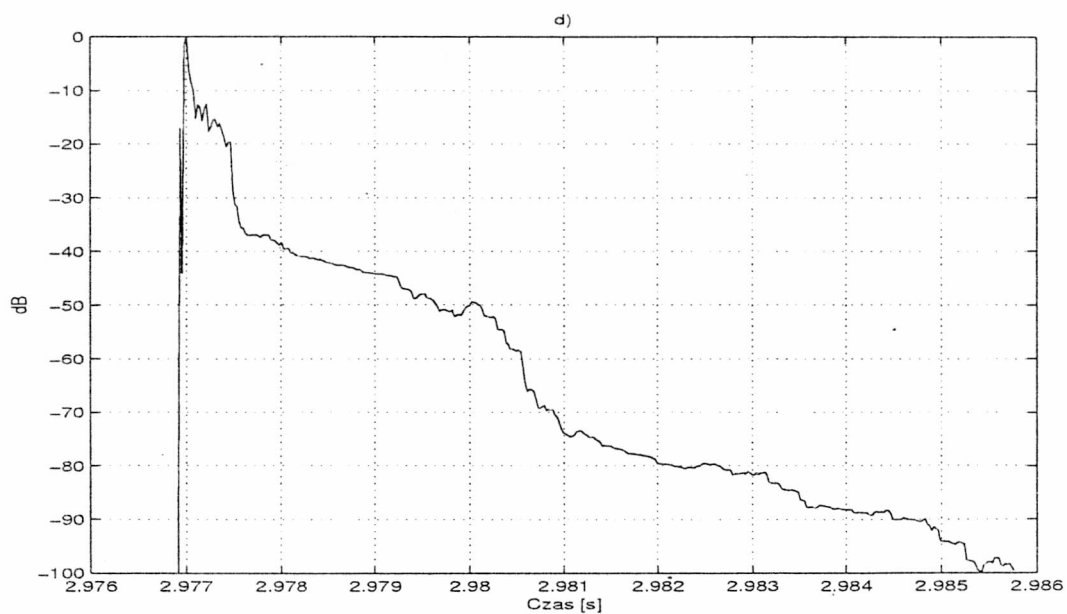
Rysunek 5.17: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1



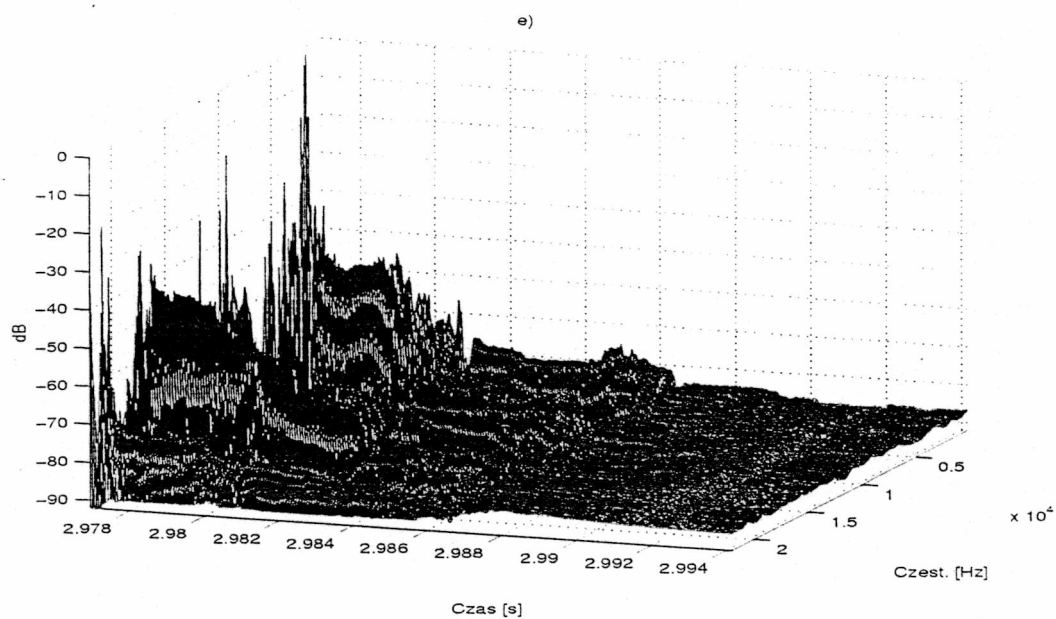
Rysunek 5.18: Przebieg czasowy piątego fragmentu sygnału z rys. 5.1



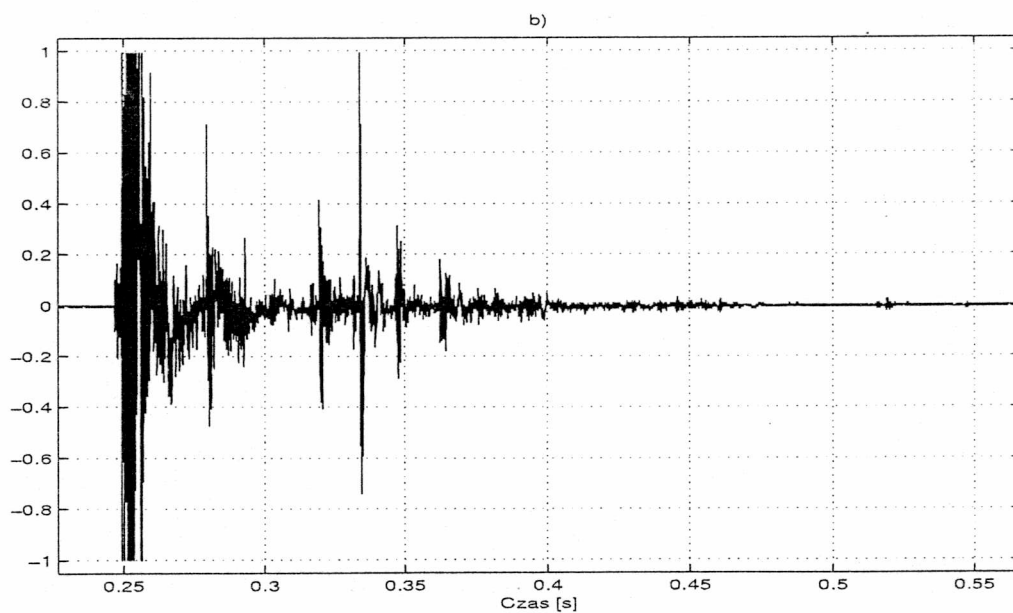
Rysunek 5.19: Zmienne w czasie współczynniki Schura piątego fragmentu sygnału z rys. 5.1 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



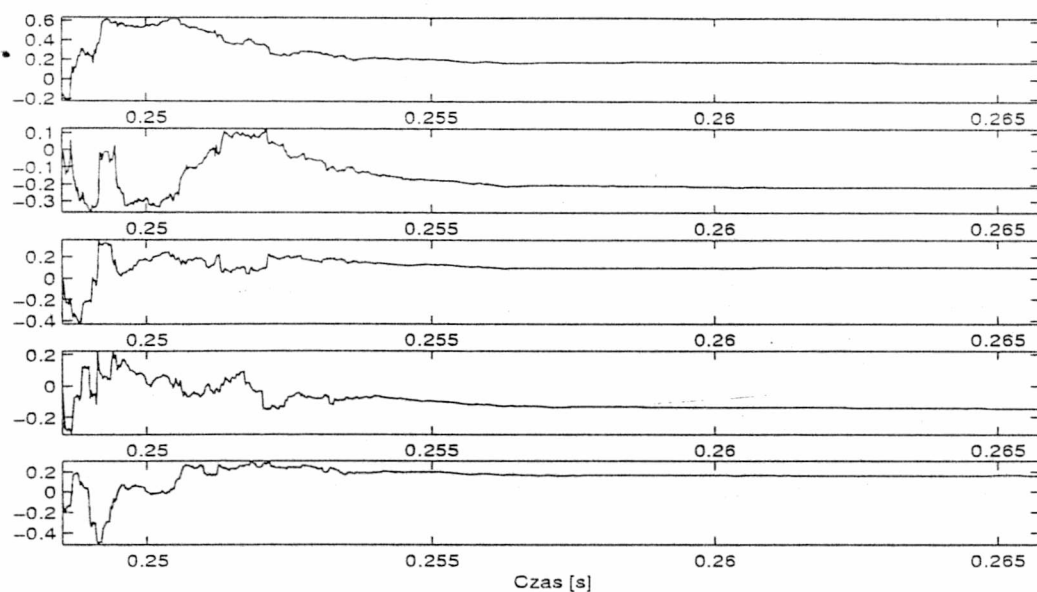
Rysunek 5.20: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej piątego fragmentu sygnału z rys. 5.1



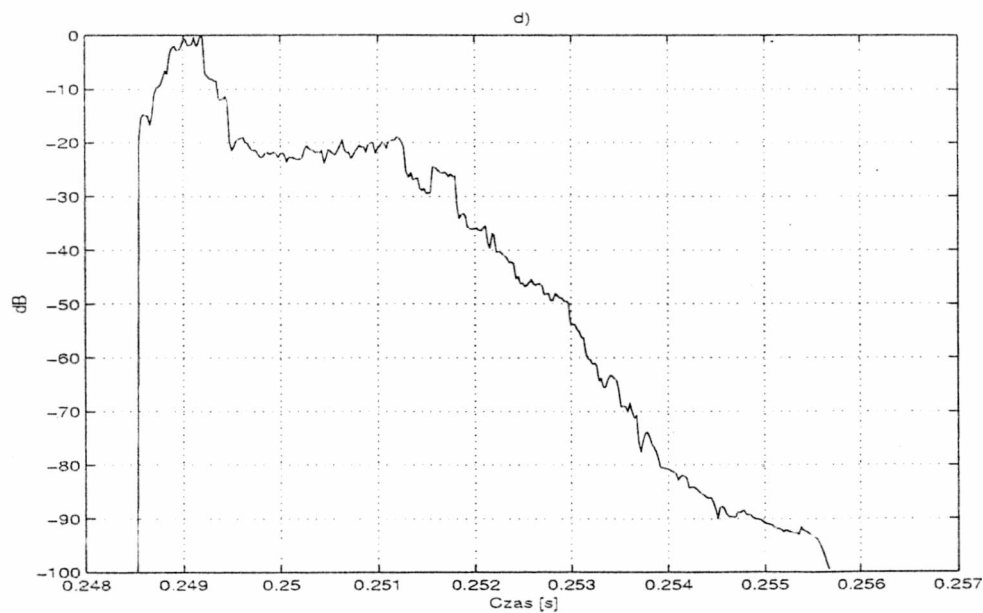
Rysunek 5.21: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy piątego fragmentu sygnału z rys. 5.1



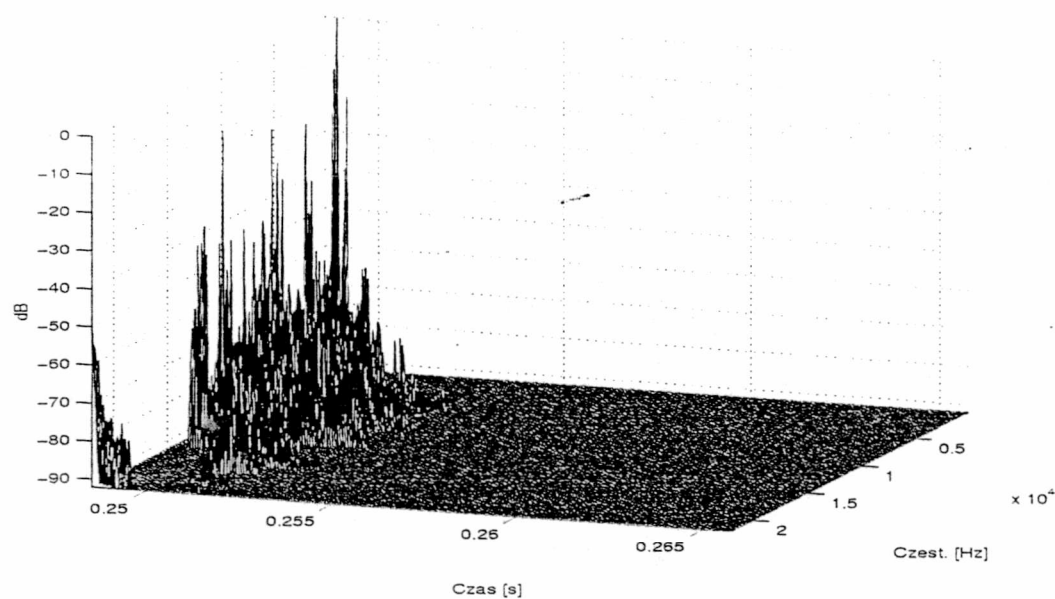
Rysunek 5.22: Przebieg czasowy sygnału w konkurencji Tr – broń typu Bock



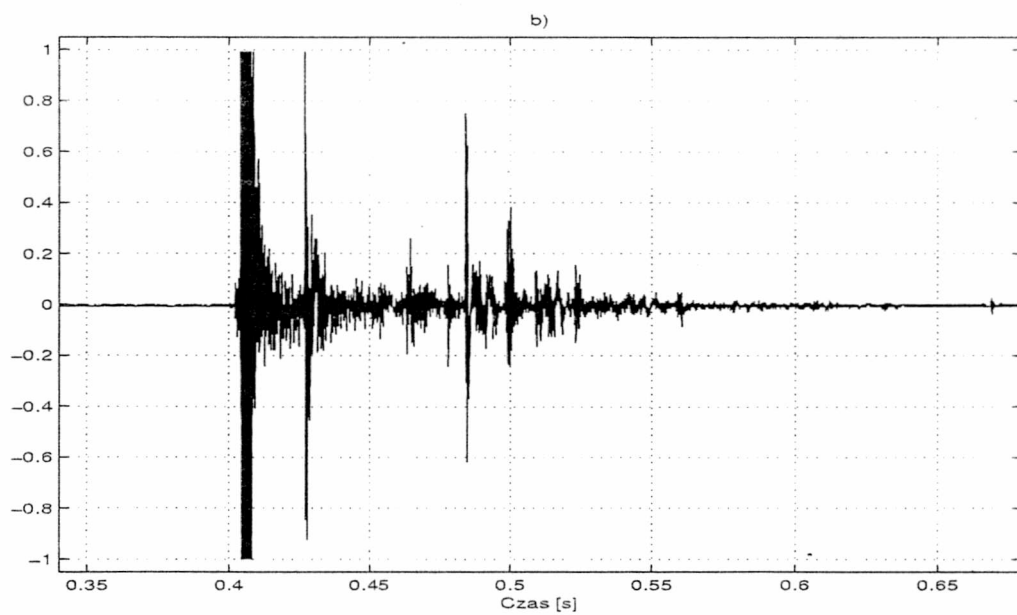
Rysunek 5.23: Zmienne w czasie współczynniki sygnału z rys. 5.22 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



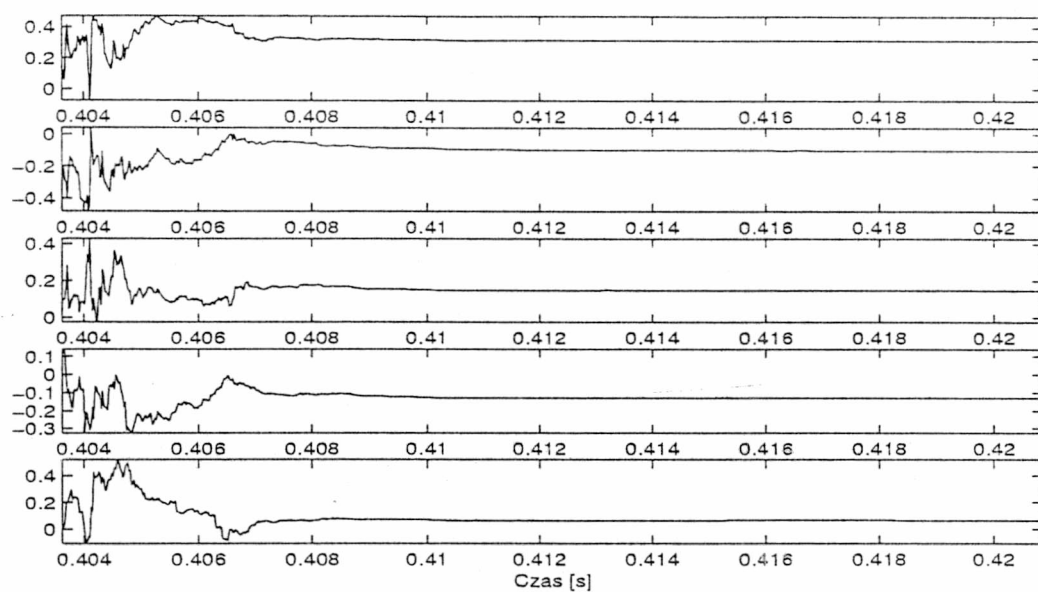
Rysunek 5.24: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej sygnału z rys. 5.22



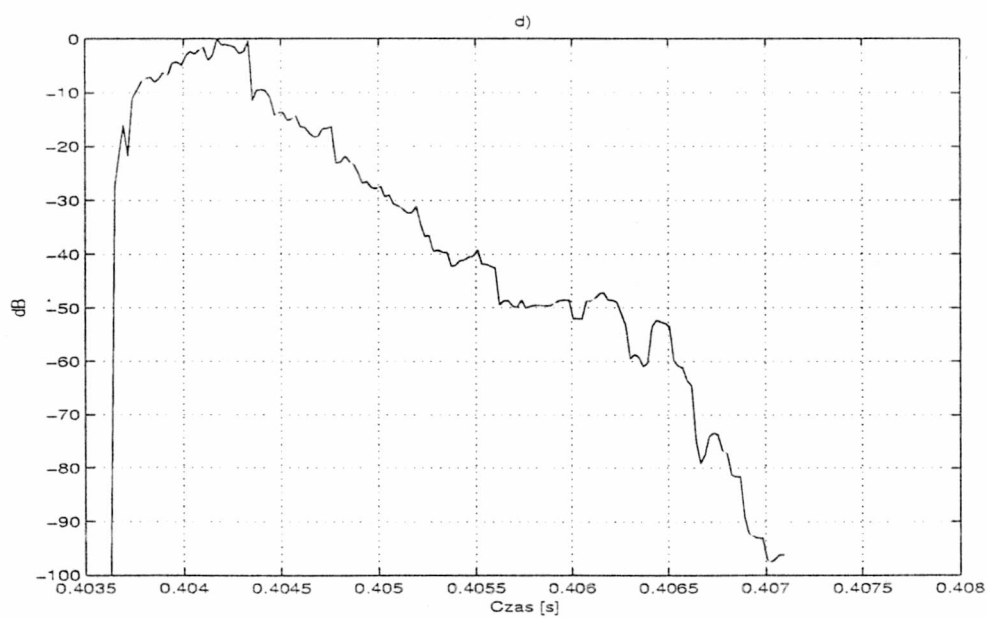
Rysunek 5.25: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy sygnału z rys. 5.22



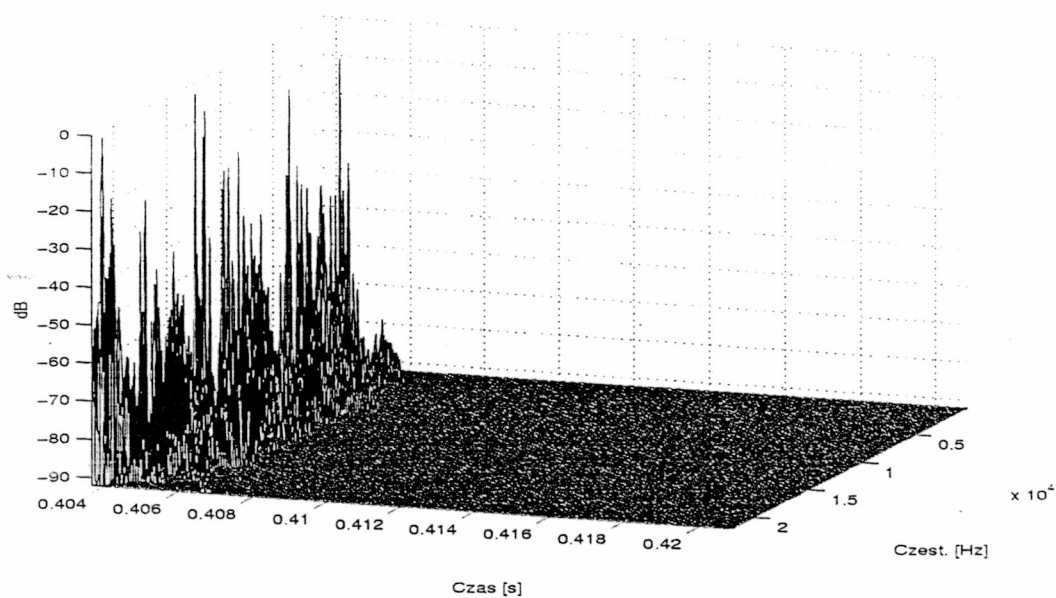
Rysunek 5.26: Przebieg czasowy sygnału w konkurencji T_r – broń typu Bock



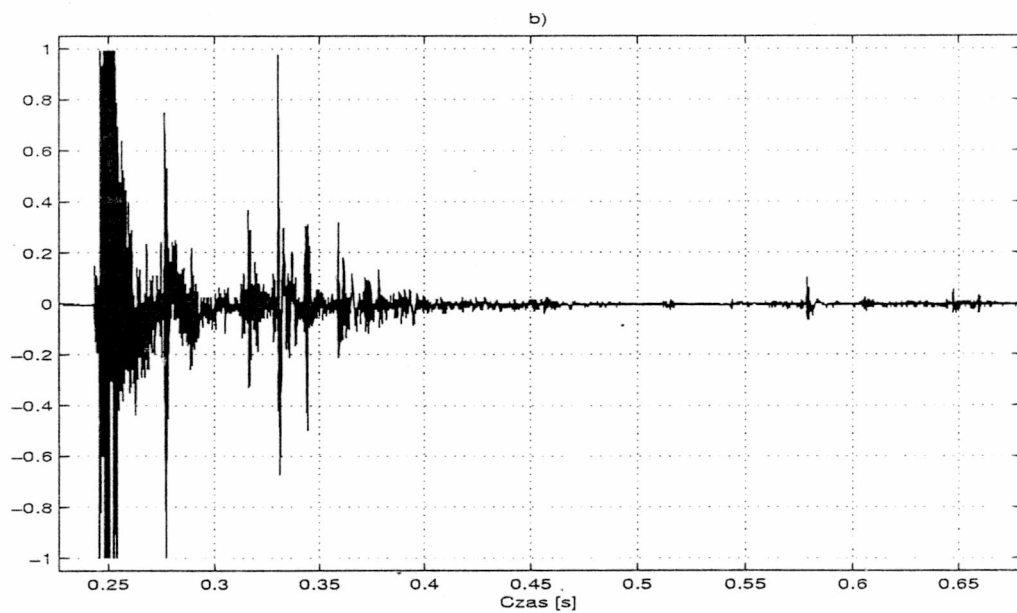
Rysunek 5.27: Zmienne w czasie współczynniki sygnału z rys. 5.26 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



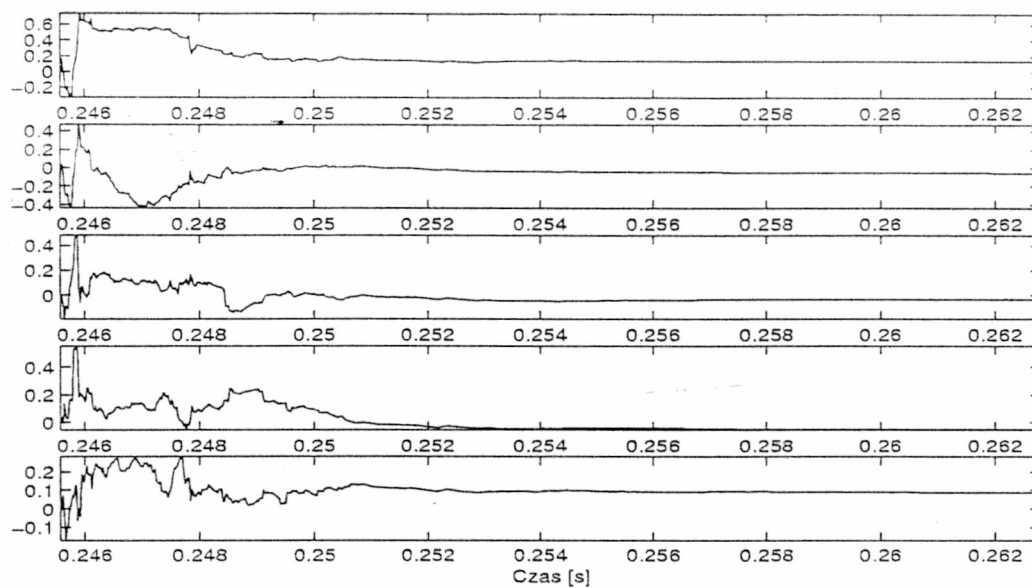
Rysunek 5.28: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej sygnału z rys. 5.26



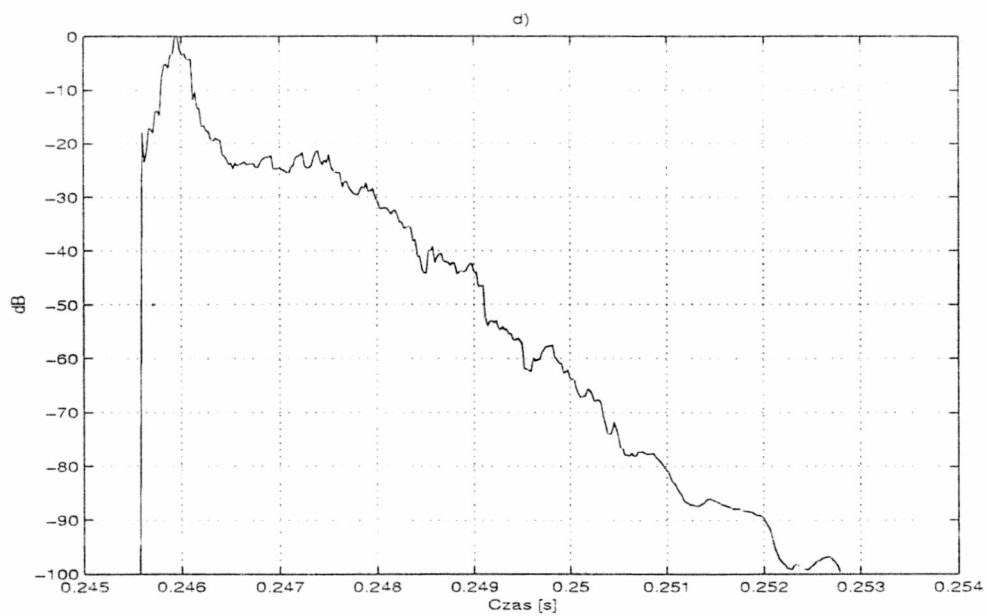
Rysunek 5.29: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy sygnału z rys. 5.26



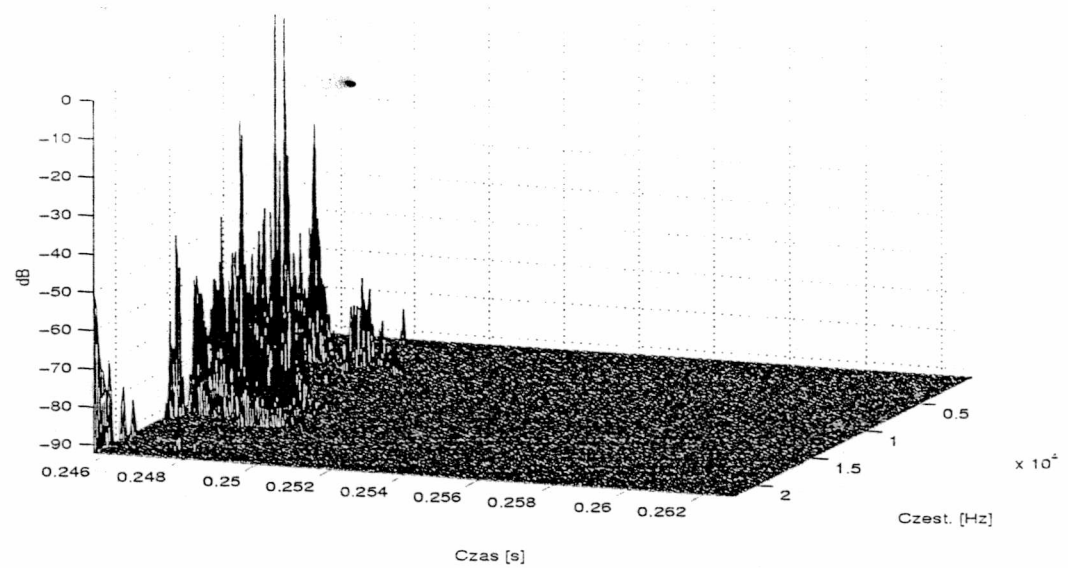
Rysunek 5.30: Przebieg czasowy sygnału w konkurencji Tr – broń typu FN Browning



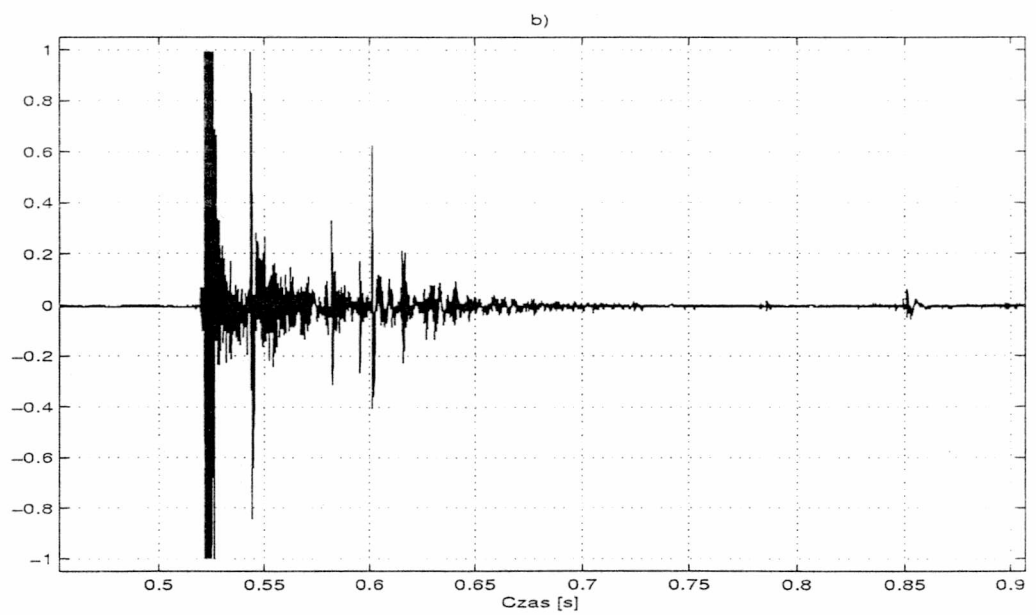
Rysunek 5.31: Zmienne w czasie współczynniki sygnału z rys. 5.30 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



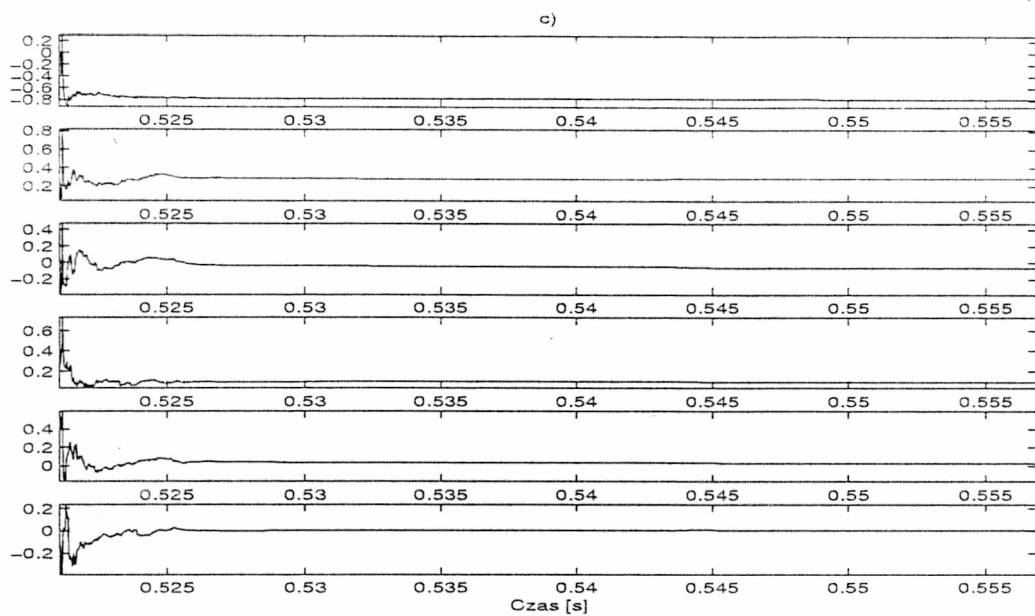
Rysunek 5.32: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej sygnału z rys. 5.30



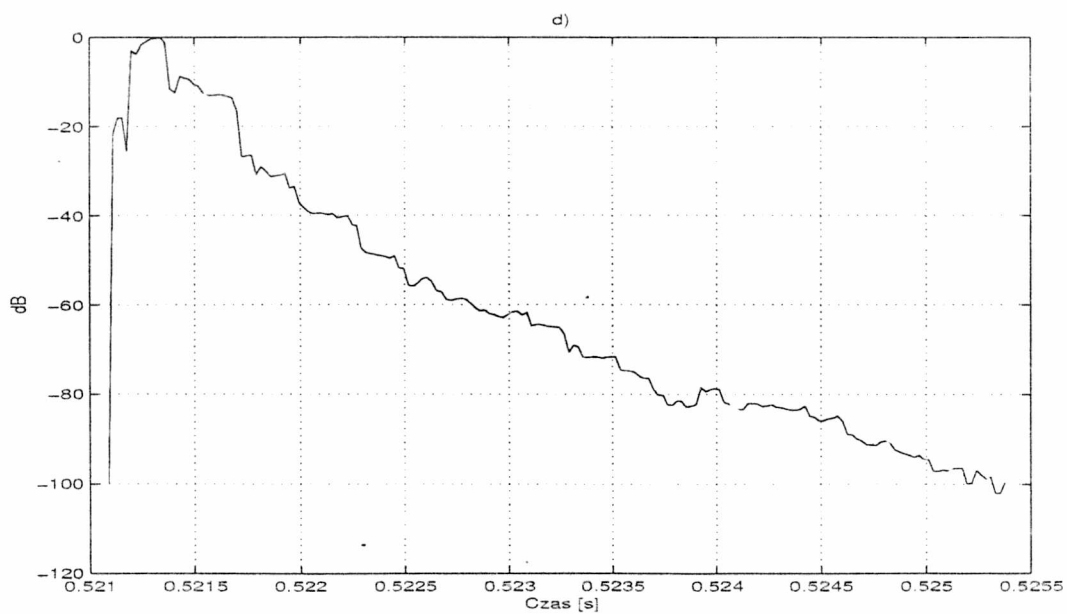
Rysunek 5.33: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy sygnału z rys. 5.30



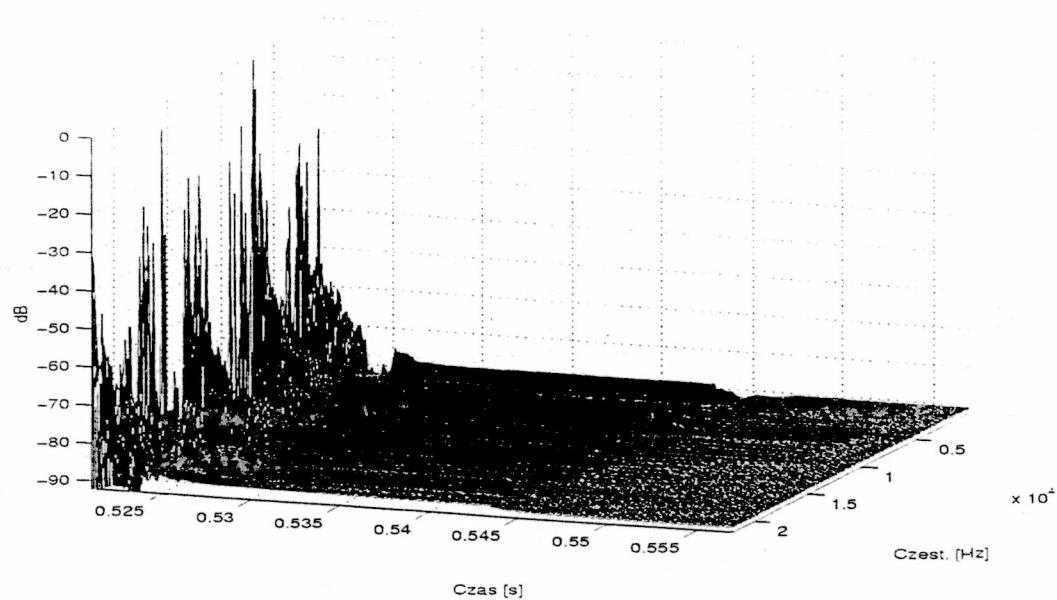
Rysunek 5.34: Przebieg czasowy sygnału w konkurencji Tr – broń typu FN Browning



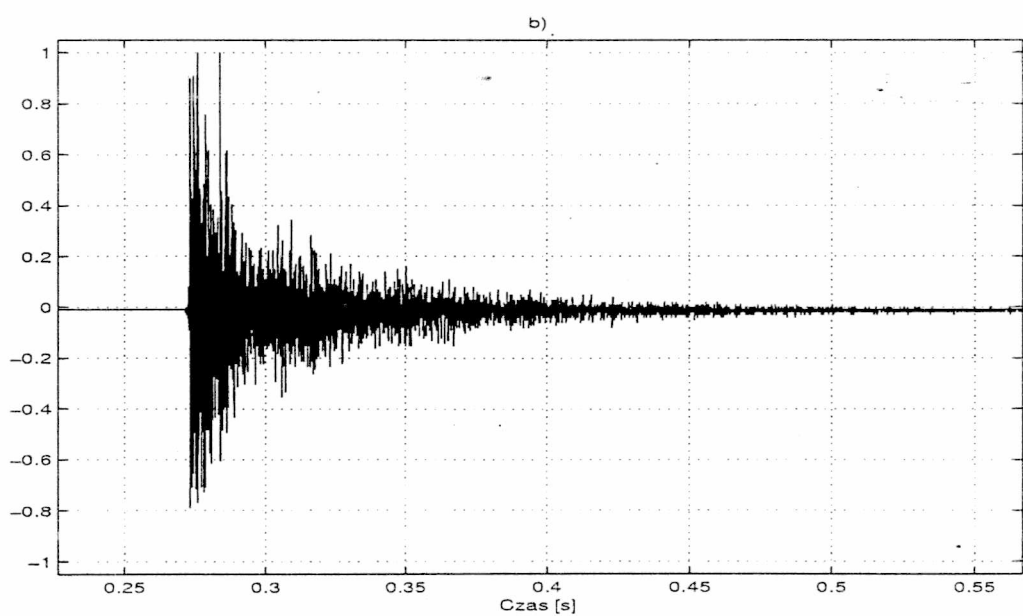
Rysunek 5.35: Zmienne w czasie współczynniki sygnału z rys. 5.34 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



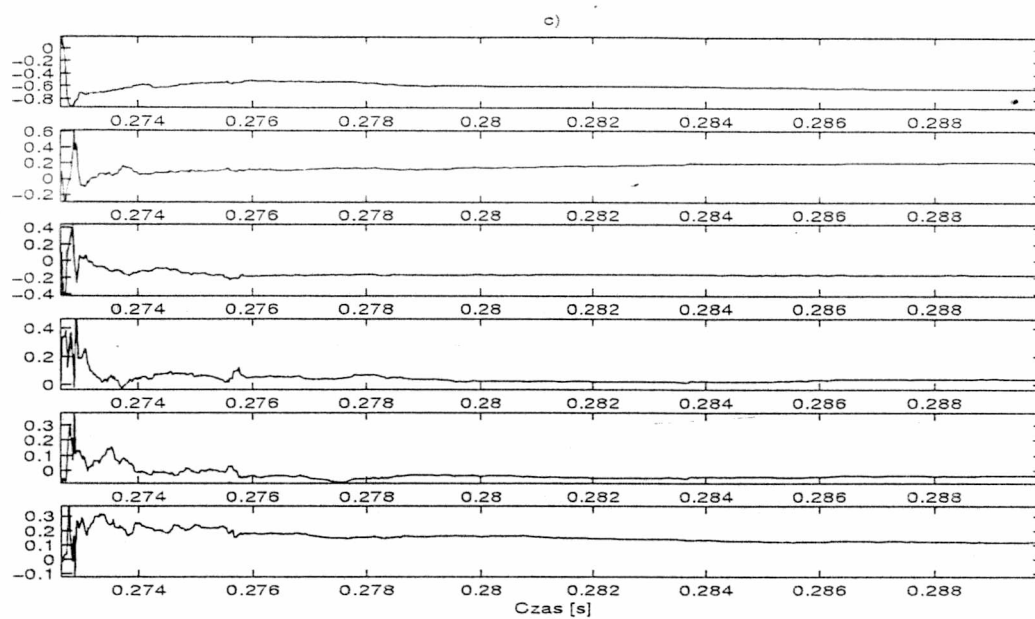
Rysunek 5.36: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej sygnału z rys. 5.34



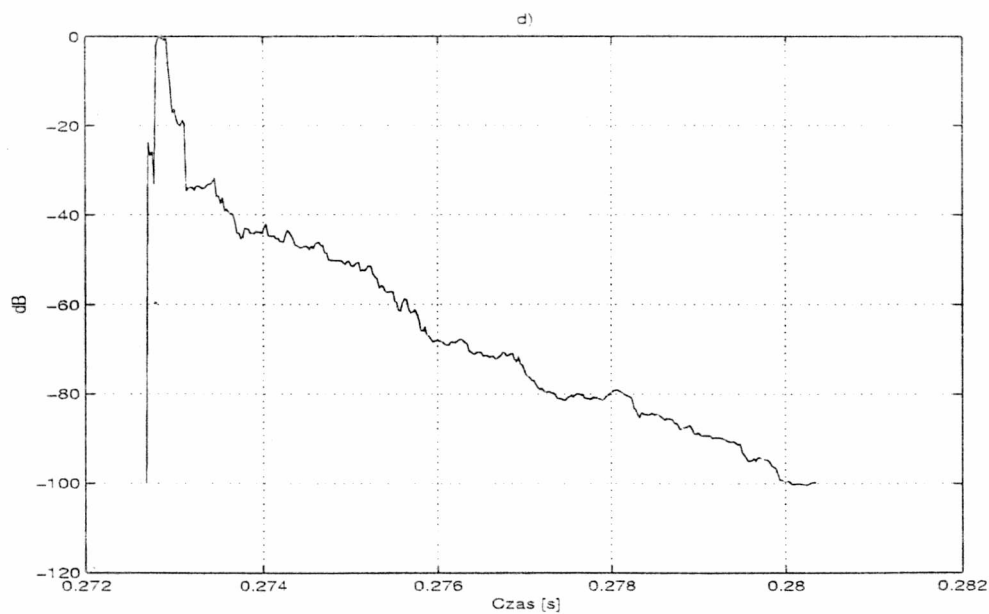
Rysunek 5.37: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy sygnału z rys. 5.34



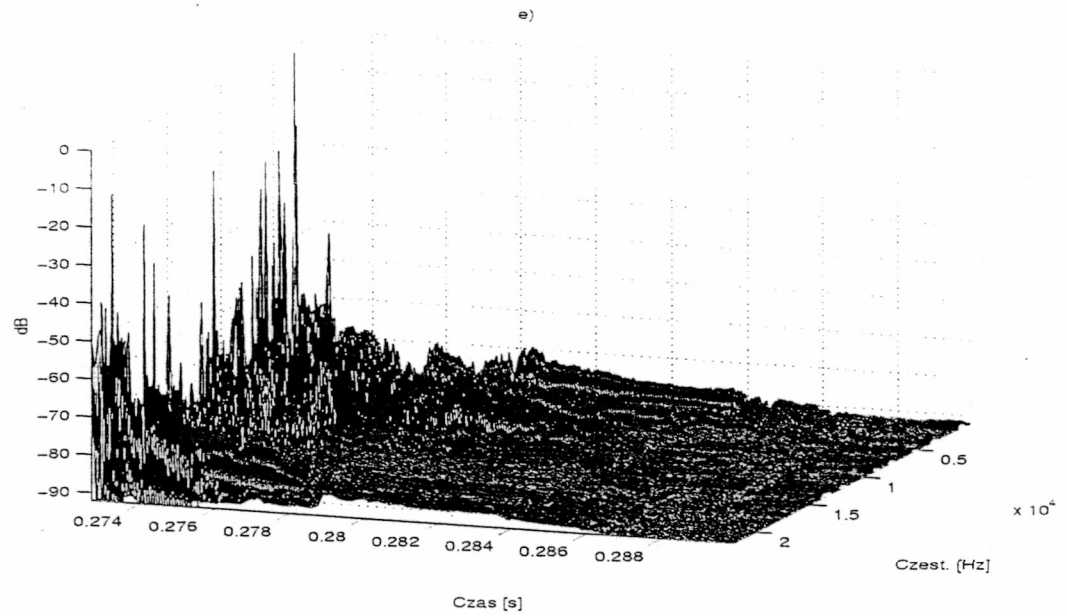
Rysunek 5.38: Przebieg czasowy sygnału w konkurencji Ps – broń typu Margolin



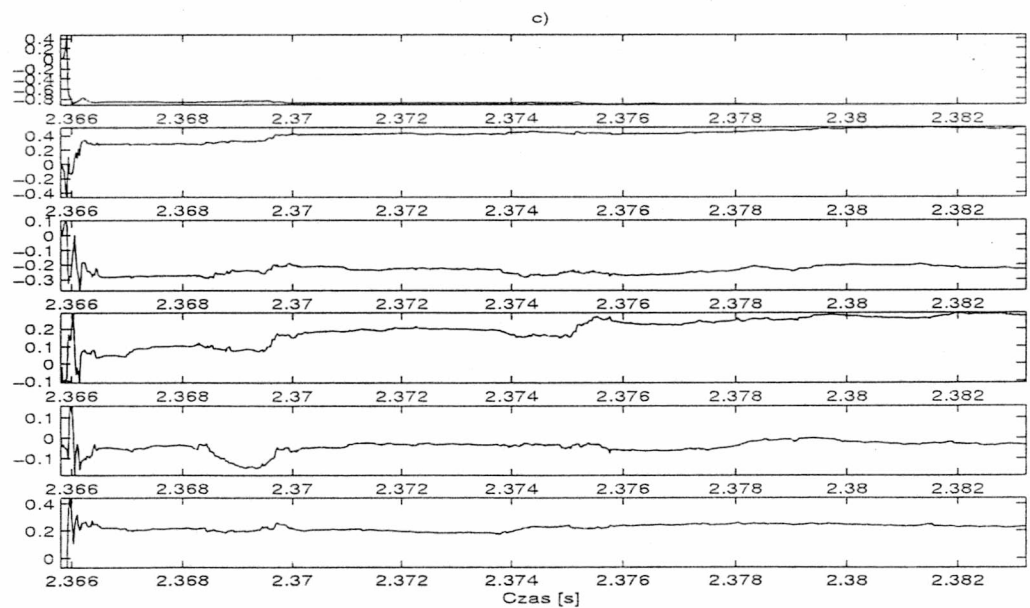
Rysunek 5.39: Zmienne w czasie współczynniki sygnału z rys. 5.38 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



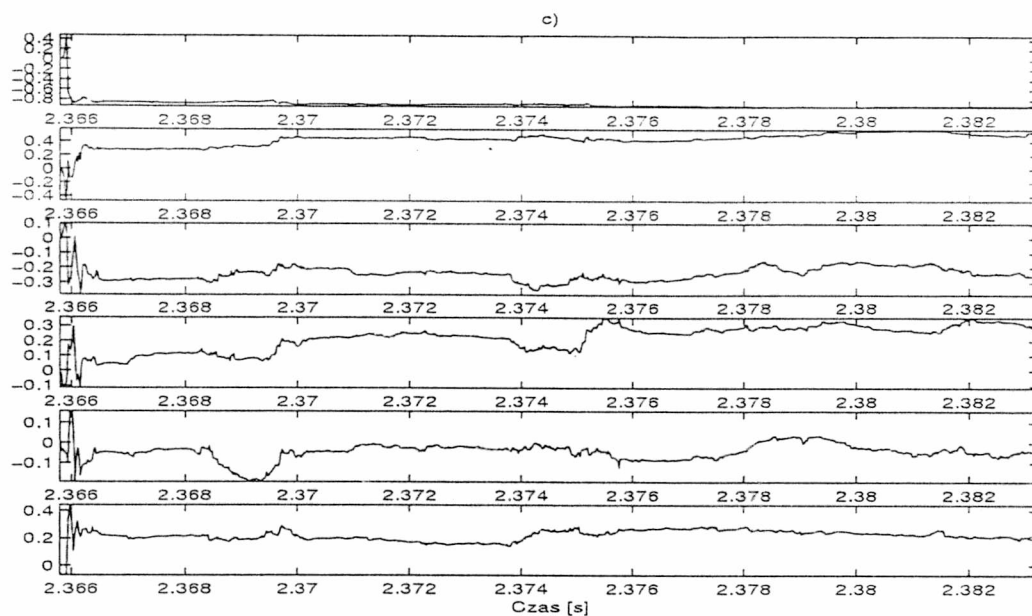
Rysunek 5.40: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej sygnału z rys. 5.38



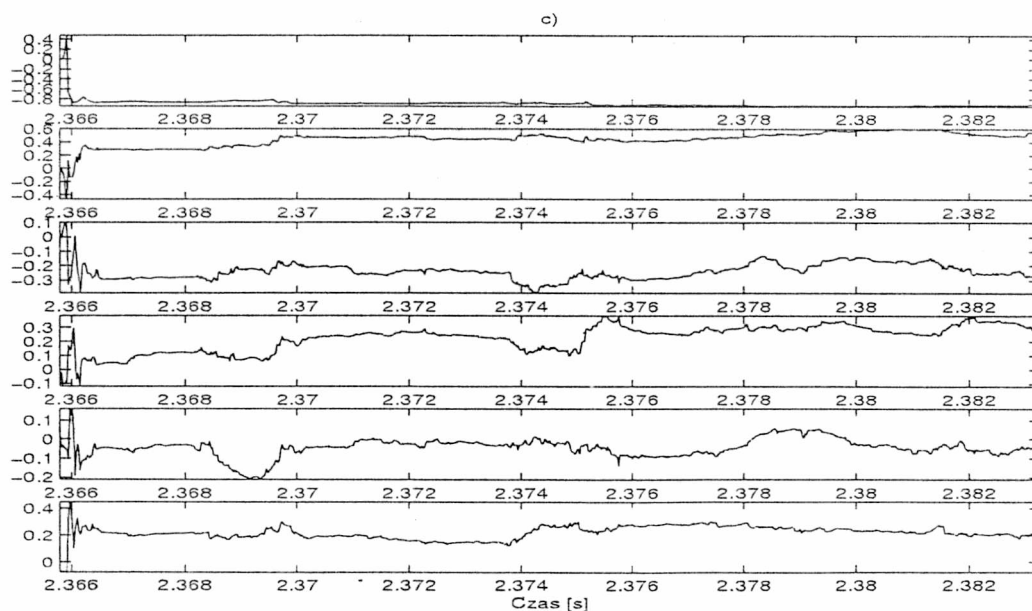
Rysunek 5.41: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy sygnału z rys. 5.38



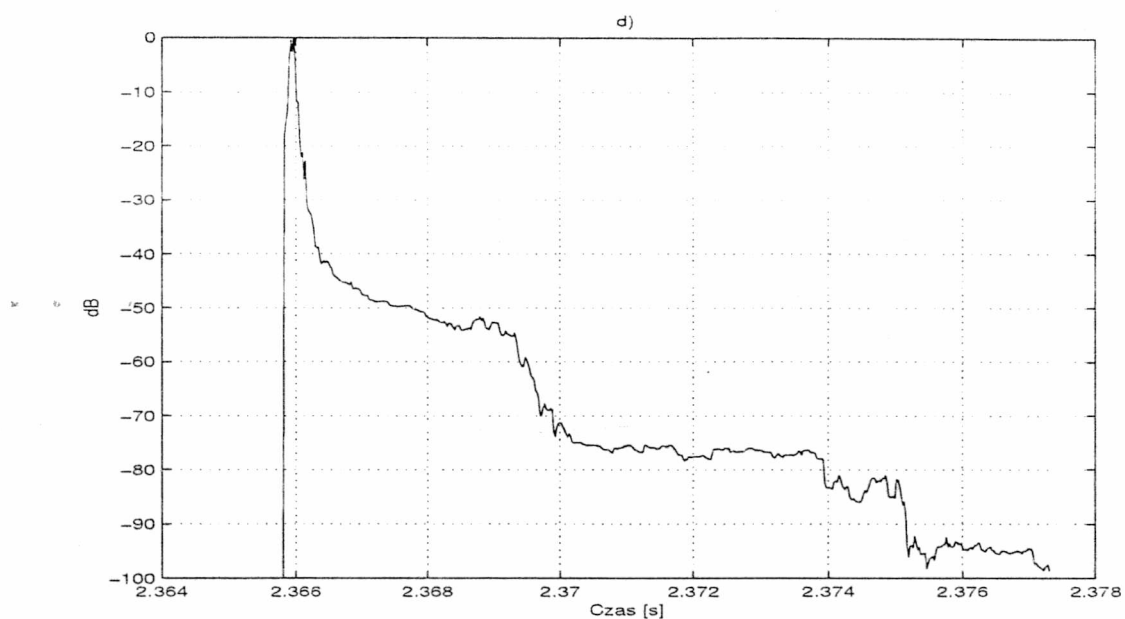
Rysunek 5.42: Zmienne w czasie współczynniki Schura czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego dla $p = 1$



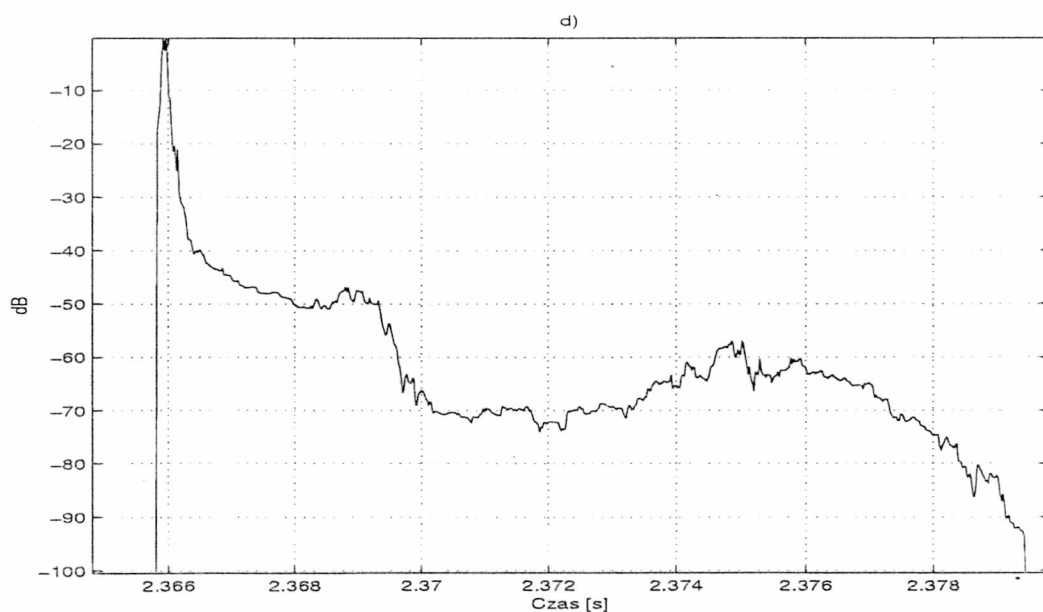
Rysunek 5.43: Zmienne w czasie współczynniki Schura czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1 na wybranych ogniwach filtra parametryzującego dla $p = 2$



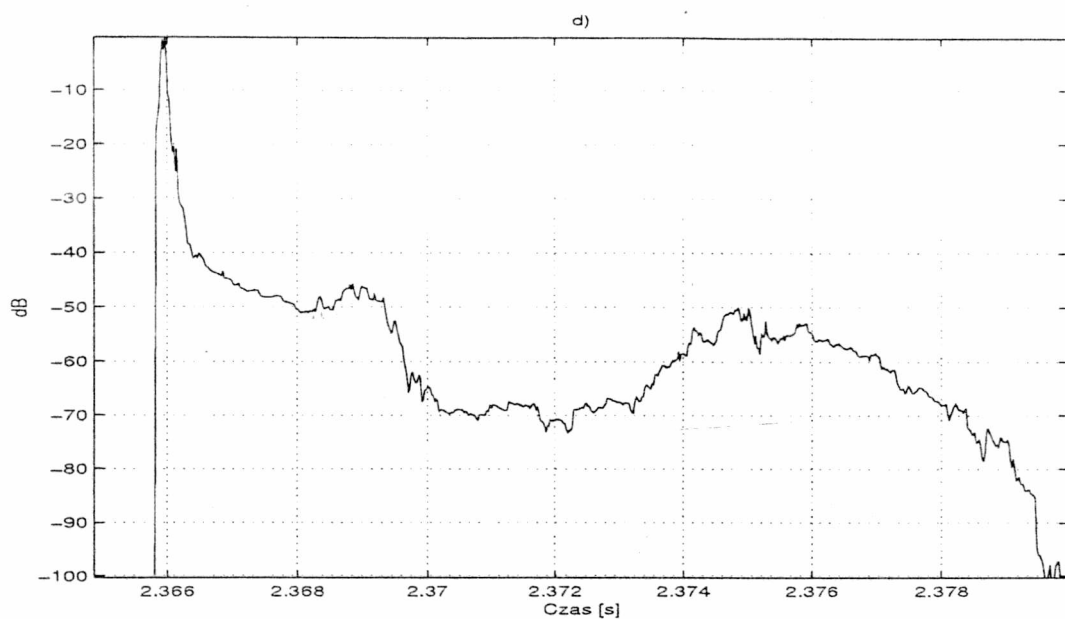
Rysunek 5.44: Zmienne w czasie współczynniki Schura czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1 na wybranych ogniwach filtra parametryzującego dla $p = 3$



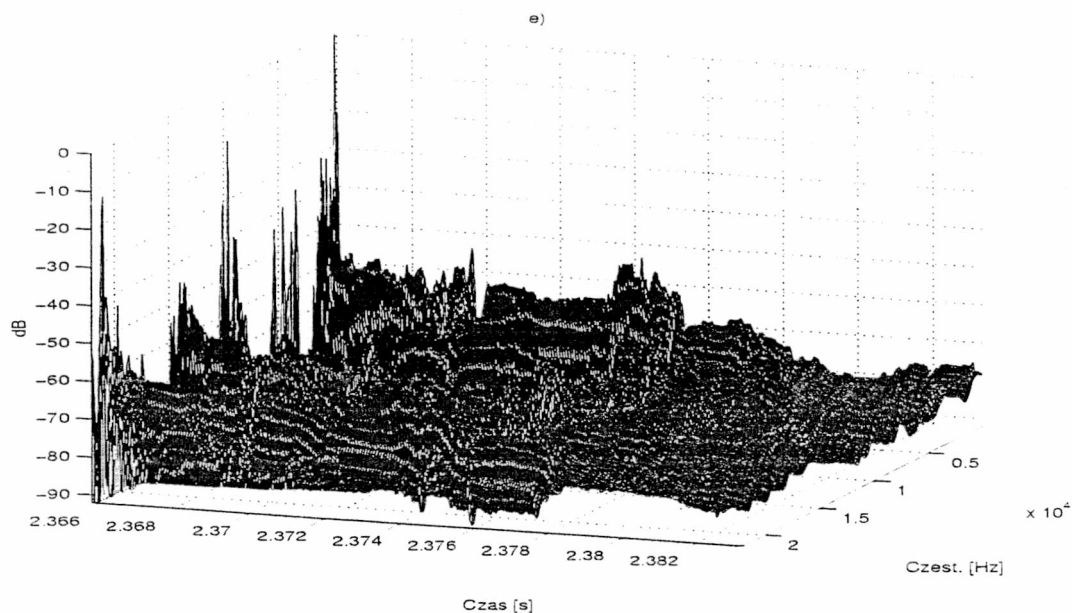
Rysunek 5.45: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1 dla $p = 1$



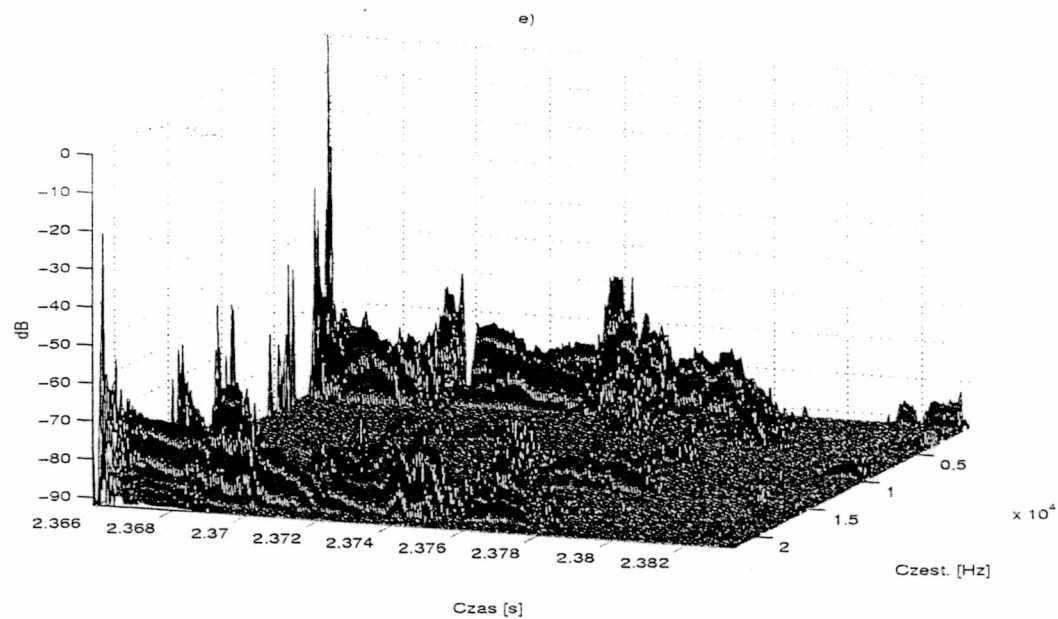
Rysunek 5.46: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1 dla $p = 2$



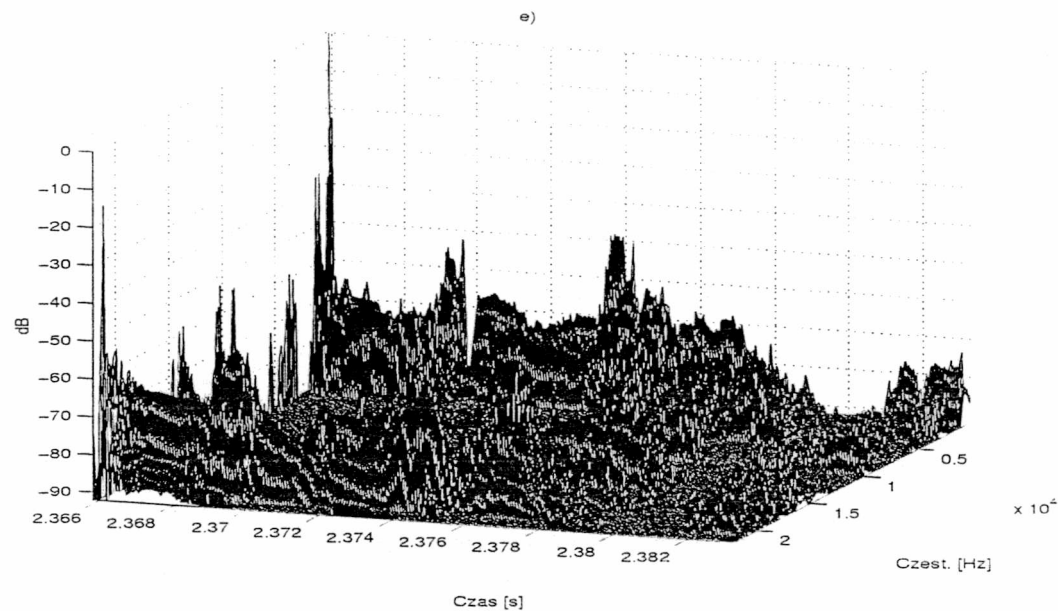
Rysunek 5.47: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1 dla $p = 3$



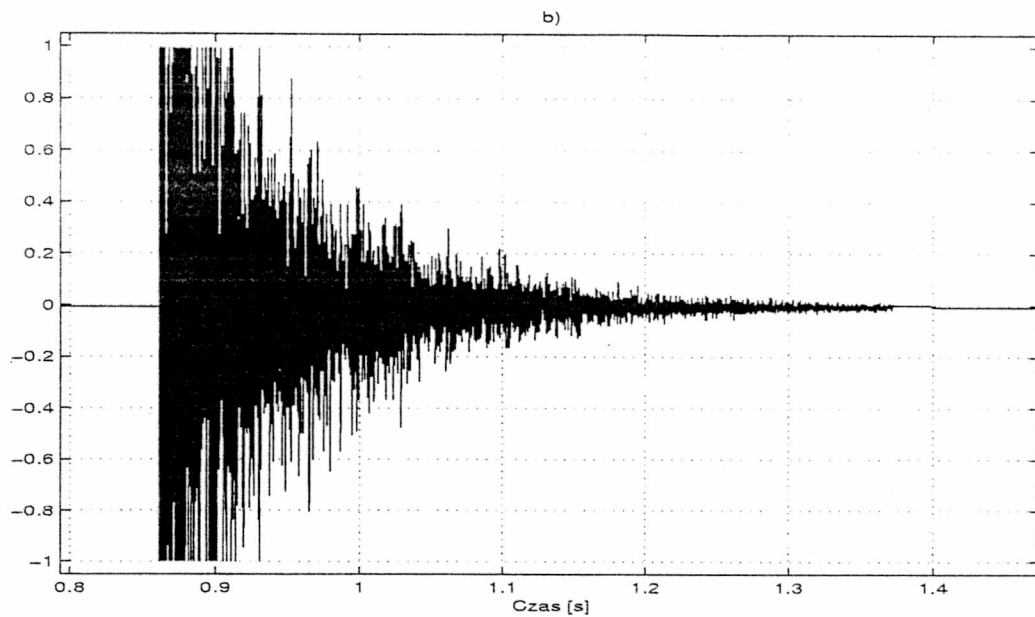
Rysunek 5.48: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1 dla $p = 1$



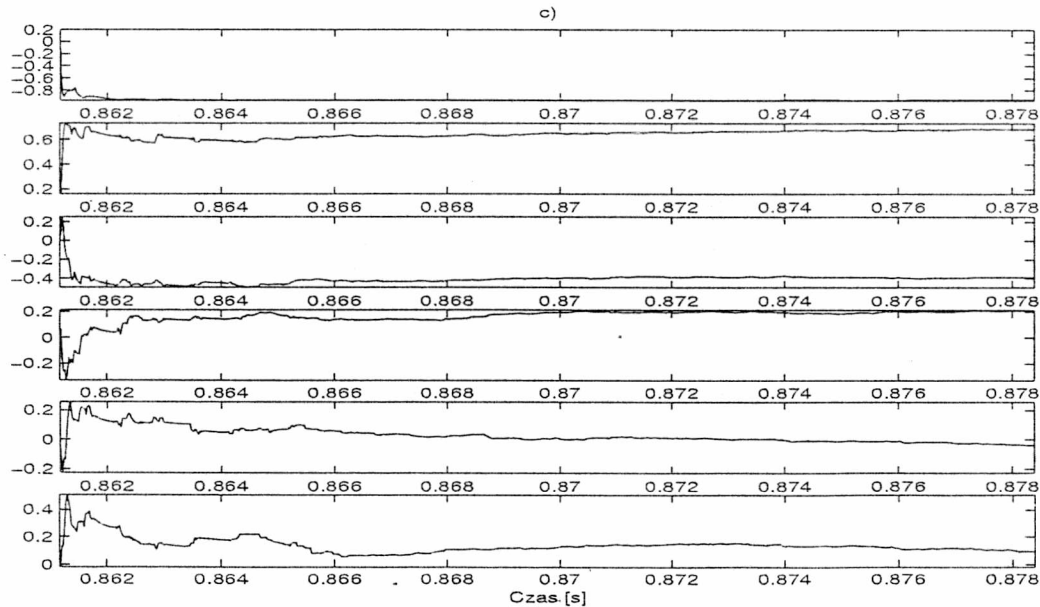
Rysunek 5.49: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1 dla $p = 2$



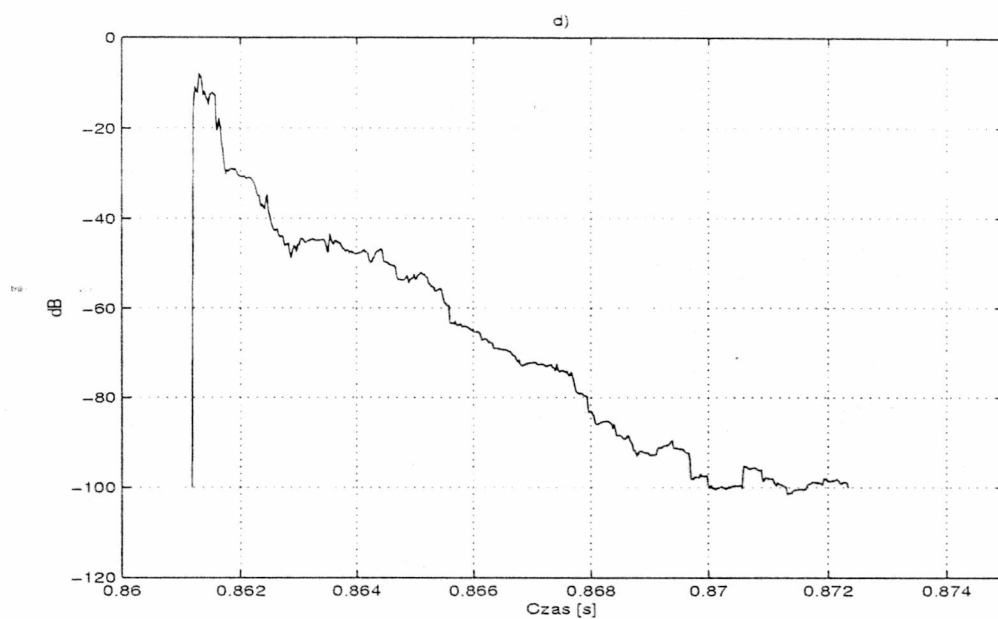
Rysunek 5.50: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy czwartego fragmentu sygnału z rys. 5.1 dla $p = 3$



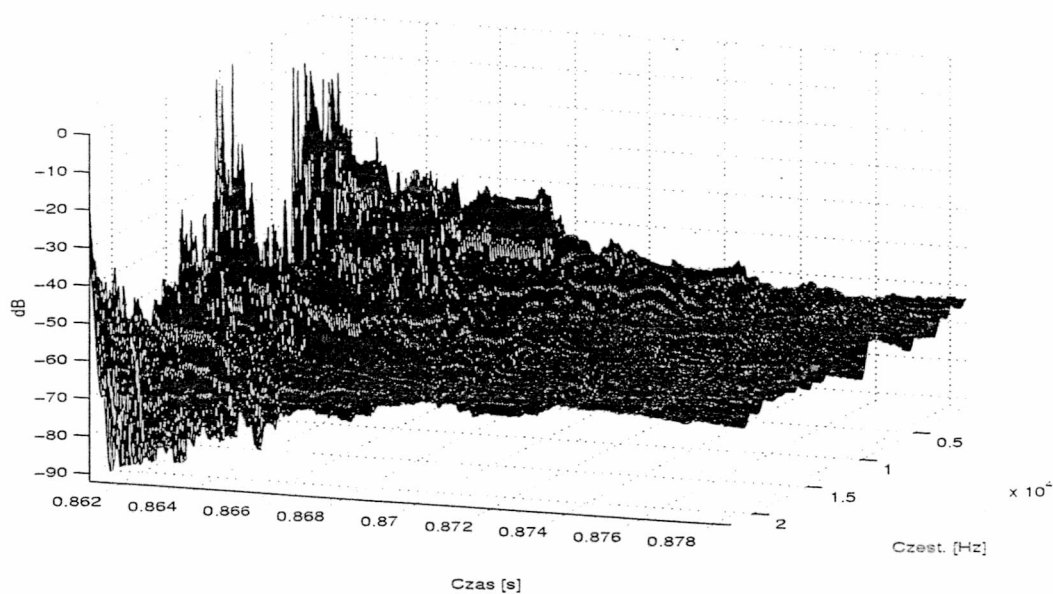
Rysunek 5.51: Przebieg czasowy sygnału w konkurencji Pcz – broń typu TT



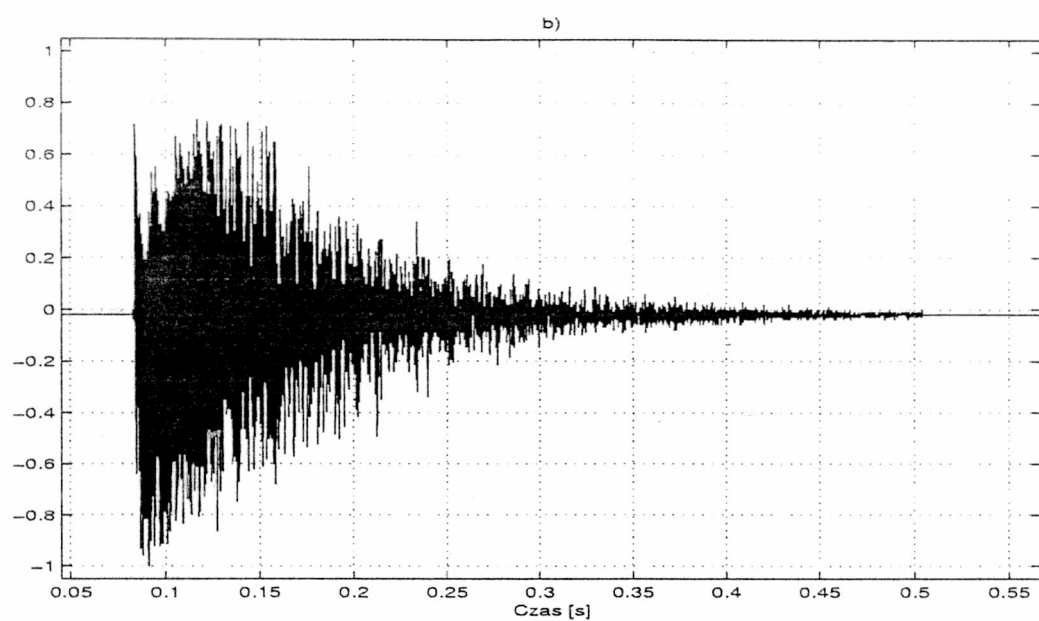
Rysunek 5.52: Zmienne w czasie współczynniki sygnału z rys. 5.51 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



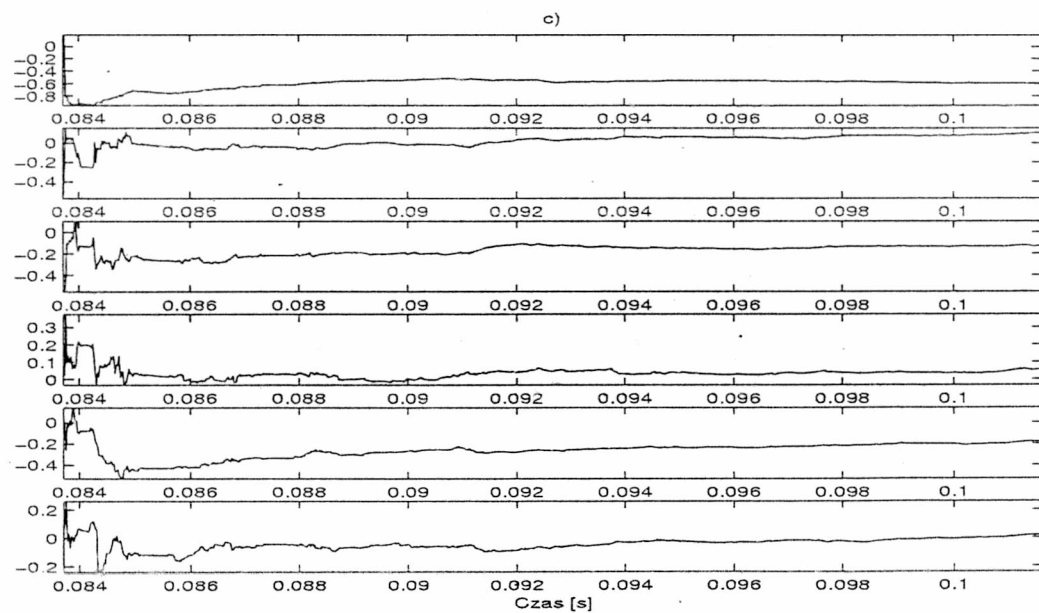
Rysunek 5.53: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej sygnału z rys. 5.51



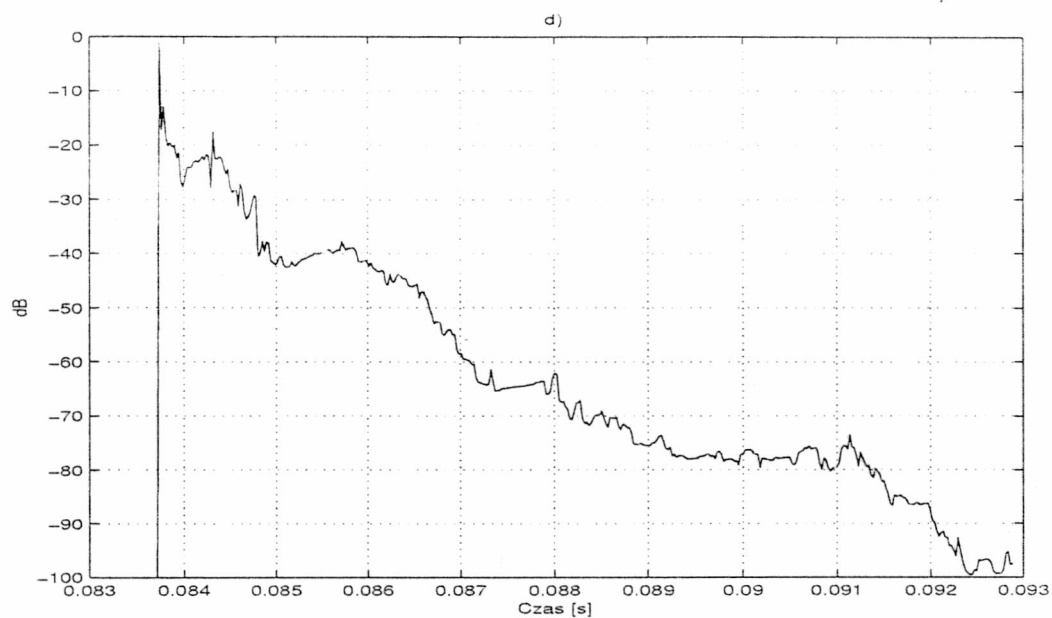
Rysunek 5.54: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy sygnału z rys. 5.51



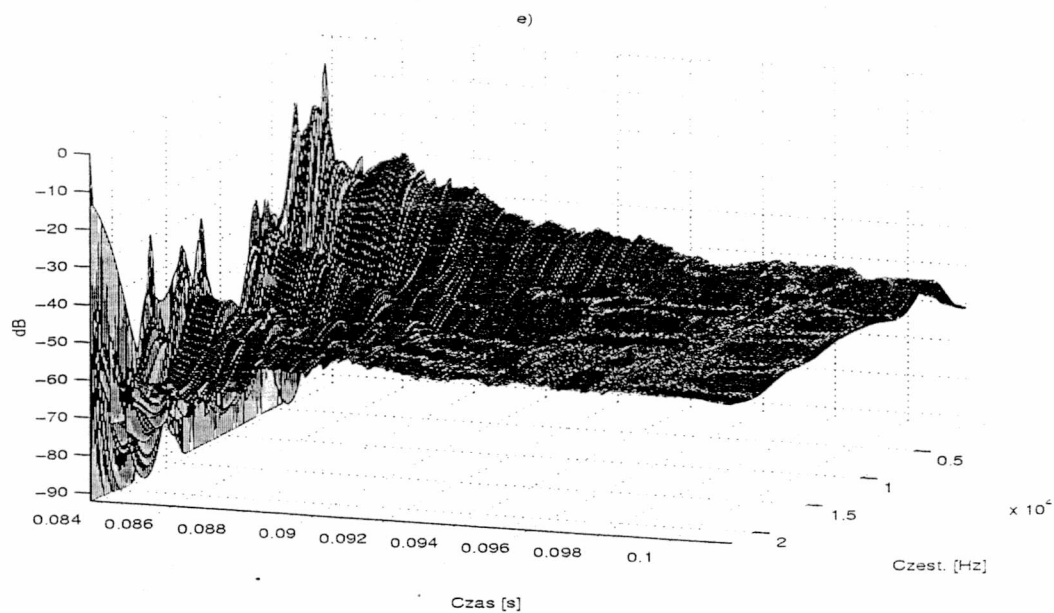
Rysunek 5.55: Przebieg czasowy sygnału w konkurencji Pcz – broń typu CZ



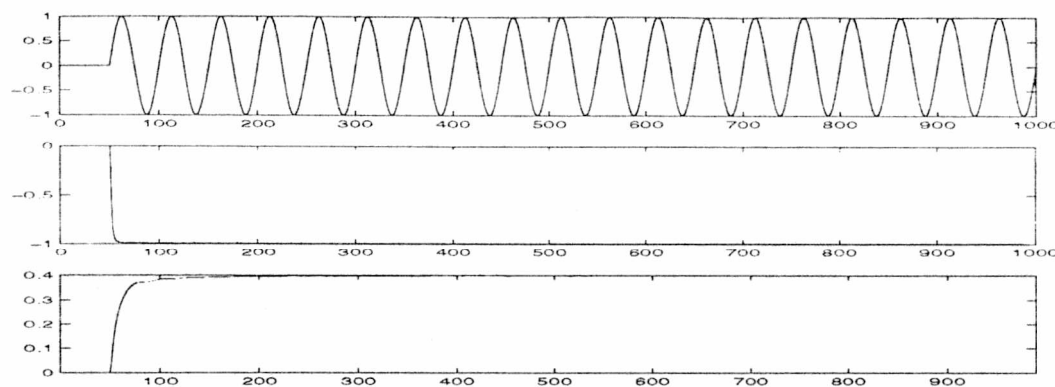
Rysunek 5.56: Zmienne w czasie współczynniki sygnału z rys. 5.55 na wybranych ogniwach filtru parametryzującego



Rysunek 5.57: Przebieg zmian w czasie mocy chwilowej sygnału z rys. 5.55



Rysunek 5.58: Przebieg zmian w czasie widmowej gęstości mocy sygnału z rys. 5.55



Rysunek 5.59: Parametryzacja Schura sinusoidalnego sygnału modelowego

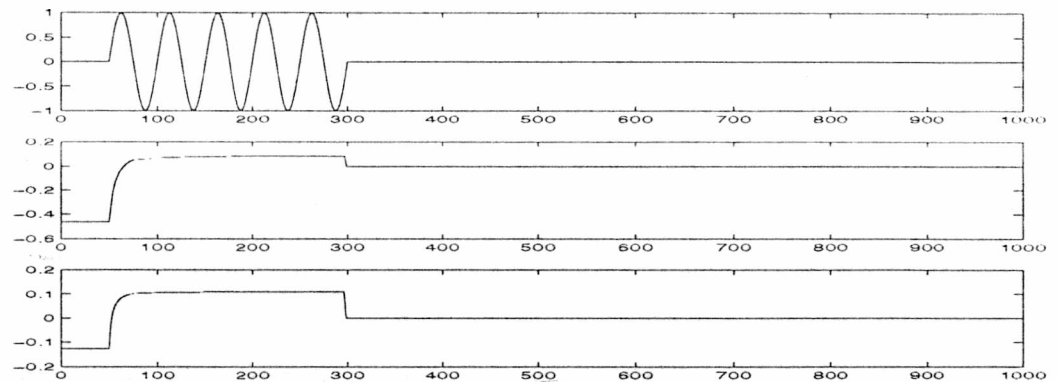
5.3 Wnioski wypływające z przeprowadzonych badań sygnałów rzeczywistych

5.3.1 Interpretacja zmiennych w czasie współczynników Schura

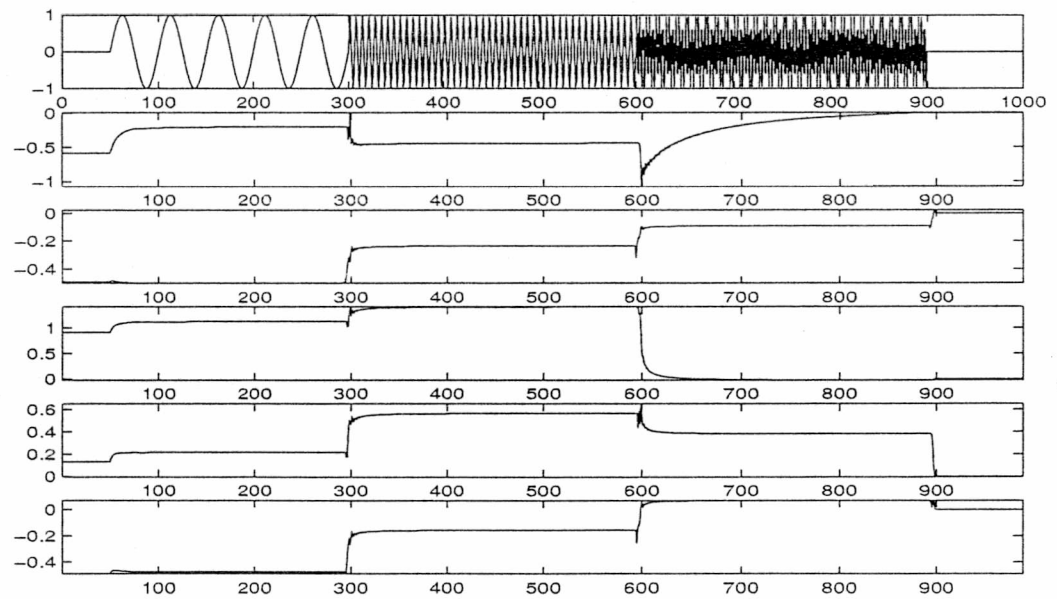
Sygnał niestacjonarny drugiego rzędu charakteryzują zmienne w czasie charakterystyki probabilistyczne 2-go rzędu. Zmienność w czasie tych charakterystyk (np. widmowej gęstości mocy) wynika ze zmiennej struktury czasowej takiego sygnału, spowodowanej pojawianiem się oraz zanikaniem jego składowych, co wiąże się z jego zmianami amplitudowymi, częstotliwościowymi, czy też fazowymi.

Poznanie struktury czasowej sygnału niestacjonarnego jest zazwyczaj – przy użyciu metod klasycznych (opartych np. na krótkoterminowej analizie widmowej) – zadaniem dość złożonym, zaś wyniki tą drogą uzyskiwane mogą być obciążone znaczącymi błędami. Konkurencyjna metoda badania struktury czasowej sygnału niestacjonarnego jest oparta na analizie zmian w czasie współczynników Schura parametryzowanego sygnału niestacjonarnego. Przykładowy związek zmian w czasie wartości współczynników Schura ze zmianami struktury czasowej sygnału modelowego pokazano na rys. 5.59 – 5.61. Na rys. 5.59 pokazano sygnał sinusoidalny, którego początek stanowi próbka o numerze 50. Jak widać z przedstawionych poniżej tego sygnału, dwóch przykładowych przebiegów zmiennych w czasie współczynników Schura, zmiana współczynników następuje w chwili rozpoczęcia się jedynej składowej sygnału, zaś ich wartości – po okresie adaptacji – pozostają niezmiennie dla pozostałej części sygnału, gdyż nie zachodzi w nim żadna zmiana struktury czasowej.

Na rys. 5.60 pokazano sygnał sinusoidalny, którego początek stanowi próbka



Rysunek 5.60: Parametryzacja Schura sinusoidalnego sygnału modelowego o skończonym czasie trwania



Rysunek 5.61: Parametryzacja Schura złożonego sinusoidalnego sygnału modelowego

o numerze 50, zaś koniec – próbka o numerze 300. W tym przypadku przedstawione poniżej przebiegu sygnału dwa przykładowo wybrane zmienne w czasie współczynniki Schura tego sygnału aktualizują swoje wartości dwukrotnie: w chwili rozpoczęcia się składowej sinusoidalnej sygnału oraz w chwili jego zakończenia. Po okresie adaptacji, w każdym z tych przypadków, wartości tych współczynników przestają ulegać zmianom, osiągając “stan ustalony”.

Na rys. 5.61 przedstawiono sygnał sinusoidalny, którego początek stanowi próbka o numerze 50, zaś koniec – próbka o numerze 900, w którym następuje skokowa zmiana częstotliwości w punktach odpowiadających próbkom o numerach 300 i 600. Poniżej tego przebiegu pokazano sześć zmiennych w czasie współczynników Schura tego sygnału, odpowiadające wybranym ogniwoom filtru parametryzującego. Jak widać, aktualizacja wartości tych współczynników następuje synchronicznie w punktach osi czasu, w których następują zmiany struktury czasowej sygnału: dla próbki o numerze 50 – początek pierwszej składowej; dla próbki o numerze 300 – pierwsza zmiana częstotliwości składowej sinusoidalnej; dla próbki o numerze 600 – druga zmiana częstotliwości składowej sinusoidalnej; dla próbki o numerze 900 – koniec składowej. Można również zauważyć, iż po każdorazowej aktualizacji wartości w chwilach odpowiadających zmianom struktury czasowej sygnału następuje szybkie (w obszarze kilkudziesięciu próbek) osiągnięcie przez każdy ze współczynników Schura “stanu ustalonego”.

Jak więc wynika z przedstawionych przykładów parametryzacji Schura sygnałów modelowych, analiza przebiegu zmiennych w czasie współczynników Schura niestacjonarnego sygnału parametryzowanego pozwala na precyzyjne określenie i przebadanie struktury czasowej tego sygnału, pod kątem:

- określenia punktów na osi czasu, w których następuje modyfikacja tej struktury (dojście lub zanik składowej, zmiany amplitudowe, częstotliwościowe, fazowe),
- wyznaczenia przedziałów czasu, w których nie następuje zmiana struktury czasowej sygnałów, jako przedziałów niezmienności (lub quasi-niezmienności) współczynników Schura, które to przedziały można określić mianem ‘przedziałów lokalnej stacjonarności’ parametryzowanego sygnału.

Z powyższego można również wyciągnąć wniosek, że jeśli współczynniki Schura w danym przedziale czasu są niezmiennie (lub też ich zmiany są procentowo niewielkie), to w przedziale tym struktura czasowa parametryzowanego sygnału nie zmienia się (lub też jej zmiany są pomijalne energetycznie), a więc do sygnału nie dochodzą nowe składowe, istotne energetycznie.

5.3.2 Wskaźniki obiektywnej oceny sygnałów impulsowych oparte na parametryzacji Schura

Struktura czasowa impulsowych sygnałów akustycznych

Przedyskutowane w poprzednim paragrafie właściwości zmiennych w czasie współczynników Schura można wykorzystać do przebadania struktury czasowej rzeczywistych losowych akustycznych sygnałów impulsowych, występujących w sporcie strzeleckim.

Na rys. 5.3, 5.7, 5.11, 5.15, 5.19, 5.23, 5.27, 5.31, 5.35, 5.39, 5.42, 5.43, 5.44, 5.52, 5.56 przedstawiono wybrane przebiegi zmiennych w czasie współczynników Schura parametryzowanych akustycznych sygnałów impulsowych, zarejestrowanych na strzelnicy sportowej COSS WKS Śląsk we Wrocławiu. Z analizy przebiegu tych współczynników w czasie widać, iż dla wszystkich rodzajów konkurencji sportowych, typów broni i amunicji obszar istotnych zmian współczynników Schura obejmuje przedział początkowych kilku ms (maksymalnie do 3 – 5 ms) parametryzowanych sygnałów. W przedziale kolejnych kilkunastu ms zmiany wartości współczynników Schura są – co najwyżej – kilkuprocentowe, zaś w końcowej części przedziałów analizy sygnałów – wartości tych współczynników można uznać za praktycznie niezmiennie w czasie.

Wypływa stąd wniosek, iż o ile czas trwania impulsowych sygnałów akustycznych występujących w sporcie strzeleckim wynosi kilkaset ms (250 – 800 ms), to jednak istotna modyfikacja ich struktury czasowej następuje w przedziale kilku początkowych 3 – 5 ms. W dalszym ciągu przebiegów tych sygnałów nie następuje istotna modyfikacja struktury czasowej, zatem można je uznać w tym przedziale za stacjonarne. Ponadto, z powyższego wynika, iż istotne energetycznie znaczenie ma wyłącznie fala bezpośrednia, docierająca do sensora, oraz ewentualne fale odbite od przegród znajdujących się w odległości nie przekraczającej ok. 0.5 – 0.8 m. Fale odbite od przegród znajdujących się w odległościach większych nie mają energetycznie istotnego wpływu na modyfikację struktury czasowej badanych akustycznych sygnałów impulsowych.

Wynika stąd również, iż akustyczne sygnały impulsowe, zarejestrowane podczas treningu grupowego i zawodów, dla których typowy przykład stanowi sygnał przedstawiony na rys. 3.1, stanowiące złożenie wielu akustycznych sygnałów impulsowych, mogą być analizowane pojedynczo, o ile tylko różnica ich czasów dojścia przekracza 3 – 5 ms. Jak widać z typowego przebiegu na rys. 3.1, sytuacje takie – praktycznie nie mają miejsca (najmniejsza różnica czasów dojścia wynosi ok. 100 – 150 ms).

Zatem za wskaźnik obiektywnej oceny akustycznych sygnałów impulsowych, oparty na ich parametryzacji Schura, można przyjąć efektywny czas modyfikacji struktury czasowej omawianych sygnałów, wynoszący od 3 do 5 początkowych

ms ich przebiegu.

Struktura czasowo-częstotliwościowa impulsowych sygnałów akustycznych

Na rys. 5.5, 5.9, 5.13, 5.17, 5.21, 5.25, 5.29, 5.33, 5.37, 5.41, 5.48, 5.49, 5.50, 5.54, 5.58, przedstawiono wybrane przebiegi zmiennych w czasie widmowych gęstości mocy zarejestrowanych akustycznych sygnałów impulsowych, prezentujących strukturę czasowo-częstotliwościową tych sygnałów.

Przebiegi te pozwalają – w przeciwieństwie do długoterminowych charakterystyk widmowych – na przeanalizowanie ewolucji widmowych gęstości mocy w czasie. Jak można zauważyć, w początkowej fazie badane akustyczne sygnały impulsowe mają charakter szerokopasmowy, jednak już po upływie ok. 1 ms ich pasmo zawęża się, zaś poziomy składowych częstotliwościowych obniżają się o ok. 30 – 70 dB w porównaniu z poziomami początkowymi (poziom 0 dB na wykresach odpowiada faktycznemu poziomowi ciśnienia akustycznego wahającego się – w zależności od konkurencji sportowej – od ok. 150 do 165 dB). Z upływem kolejnych kilku ms poziomy widma nadal maleją, osiągając wartości o 90 dB niższe od poziomów początkowych po czasie od 3 do (maksymalnie) 5 ms, przy czym należy zwrócić uwagę na istotny udział składowych o niskich i średnich (do 6 kHz) częstotliwościach w całościowym przebiegu zjawiska.

Wypływa stąd wniosek, iż zaproponowana w niniejszej pracy metoda parametrycznej adaptacyjnej estymacji zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy sygnałów niestacjonarnych, oparta na parametryzacji Schura, daje zupełnie nowe – w porównaniu z metodami klasycznymi – wyniki jakościowe, umożliwiające przeanalizowanie struktury czasowo-częstotliwościowej badanych akustycznych sygnałów impulsowych.

Z przeprowadzonej analizy wynika więc, że za drugi wskaźnik obiektywnej oceny akustycznych sygnałów impulsowych można przyjąć efektywny czas ewolucji ich widmowej gęstości mocy, wynoszący od 3 do 5 początkowych ms ich przebiegu, w powiązaniu z pasmami częstotliwości o składowych dominujących, zależnych od rodzaju konkurencji sportowej i koncentrującymi się głównie w przedziałach niskich i średnich częstotliwości.

Przebiegi mocy chwilowej impulsowych sygnałów akustycznych

Na rys. 5.4, 5.8, 5.12, 5.16, 5.20, 5.24, 5.28, 5.32, 5.36, 5.40, 5.45, 5.46, 5.47, 5.53, 5.57 przedstawiono wybrane przebiegi zmiennych w czasie estymatorów zmian mocy chwilowej w czasie zarejestrowanych akustycznych sygnałów impulsowych, wyznaczanych na podstawie zmiennych w czasie wartości współczynników Schura, zgodnie z zależnościami zamieszczonymi w par. 4.5.

Z analizy tych przebiegów wynika, iż najwyższe poziomy mocy akustycznej utrzymują się w przedziale początkowym (o długości od 1 do 2 ms), a następnie następuje ich spadek o ok. 70 dB w ciągu ok. 3 ms, oraz spadek o ok. 90 dB w przedziale do 5 ms (w stosunku do poziomu 0 dB na wykresach, odpowiadającemu faktycznemu poziomowi ciśnienia akustycznego – w zależności od konkurencji sportowej – od ok. 150 do 165 dB).

Dlatego też jako trzeci wskaźnik obiektywnej oceny akustycznych sygnałów impulsowych można przyjąć efektywny czas utrzymywania się najwyższych poziomów mocy akustycznej, wynoszący – w zależności od konkurencji – od 1 do 2 ms.

Rozdział 6

Ocena narażenia na hałas impulsowy w aspekcie fizjologii narządu słuchu

Otrzymane wyniki badań eksperymentalnych, przedstawione w rozdziale 5 i pozwalające wnikać w strukturę czasową sygnału impulsowego, a także ocenić ewolucję widmowej gęstości mocy w czasie oraz określić przedział zmian mocy chwilowej tych sygnałów, mają niezwykle istotne znaczenie dla oceny efektywności mechanizmów obronnych narządu słuchu.

Uzyskane drogą parametryzacji Schura informacje dotyczące ewolucji zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy sygnału impulsowego, jak również zmiana chwilowej mocy sygnału, a także przedział zmienności współczynników Schura, informujący o początku lub końcu nowych składowych sygnału, zachodzą w przedziale początkowych 3 do 5 ms.

Fakt ten rzuca nowe światło na sposób interpretacji oraz opis i ocenę traumatyzującego działania impulsowych sygnałów akustycznych w sporcie strzeleckim. Problem małej efektywności mechanizmów obronnych ucha środkowego w przypadku hałasu impulsowego, podnoszony jest przez wielu autorów [24, 23, 64, 115, 123], jednak brak metody oceny sygnału, wskazującej relacje czasowo-częstotliwościowe oraz ewolucję mocy w czasie, czynią tę ocenę bardziej intuicyjną niż realną. Ucho środkowe spełnia nie tylko rolę polegającą na przewodzeniu bodźców dźwiękowych z ucha zewnętrznego do receptora słuchowego w narządzie Cortiego, lecz dodatkowo atenuatora kontrolującego natężenie bodźca przed przekazaniem go do ucha wewnętrznego. W procesie adaptacji bierze udział układ kosteczek i mięśnie śróduszne oraz błona nakrywkowa oraz komórki rzęsaty w narządzie Cortiego. Na aktywność mięśni śródusznych wpływają ośrodki tworzącego siatkowatego pnia mózgu oraz drogi pozapiramidowe. Czynność tych mięśni może być kontrolowana przez wyższe ośrodki drogi słuchowej, łącznie z ko-

rowymi [39, 46, 110, 137, 168, 183]. Długotrwałe narażenie na hałas uruchamia ośrodkowe mechanizmy adaptacyjne. W skład układu ochronnego ucha środkowego, ograniczonego z jednej strony błoną bębenkową, z drugiej okienkiem owalnym, wchodzi układ kosteczek oraz mięśnie śróduszne to jest mięsień napienacz błony bębenkowej oraz mięsień strzemiączkowy. Łańcuch kosteczek składa się z młoteczka, kowadełka oraz strzemiączka. W układzie tym strzemiączko jest ciałem sztywnym o kilku stopniach swobody. Zależnie od poziomu ciśnienia akustycznego zmienia się rodzaj ruchu drgającego strzemiączka, które przy poziomach średnich przemieszcza się w kierunku przednio-tylnym. Przy wysokich poziomach natężenia akustycznego pojawia się skurcz mięśni śródusznych, co powoduje usztywnienie łańcucha kosteczek oraz zmianę drgań płytki strzemiączka w kierunku dolno-górnym. Proces ten skutkuje zmniejszeniem objętościowego przemieszczania się płynów ucha wewnętrznego, a co za tym idzie wpływa na powstanie mechanizmu ograniczającego pobudzenie receptorów dźwięku [12, 137].

Ucho środkowe można traktować jako układ akustyczno-mechaniczny składający się z masy i sprężystości w którym występują straty energii ze względu na tarcie. Układ ten stanowi o wielkości impedancji akustycznej, której wartość zwiększa się pod wpływem skurczu mięśni śródusznych. Próg wywołania odruchu mięśni śródusznych jest wielkością zmieniającą się z częstotliwością, przy czym dla częstotliwości niskich próg ten uzyskuje niższe wartości dla mięśnia strzemiączkowego. Należy pamiętać, że dominującą rolę w mechanizmie obronnym odgrywa mięsień strzemiączkowy, którego skurcz determinuje przy współudziale mięśnia napienacza błony bębenkowej, usztywnienie układu kosteczek i tym samym zwiększenie akustycznej impedancji ucha, a co za tym idzie ograniczenie energii dźwiękowej transmitowanej do części odbiorczej w narządzie Cortiego. Układ nerwowy efferentny (droga od ośrodka nerwowego do receptora) ochrania narząd słuchu przed nadmierną intensywnością bodźców w zakresie poniżej 0.5 kHz i powyżej 3 kHz, z kolei odruch z mięśni śródusznych w zakresie 0,5 do 3 kHz [43, 67, 118, 137, 183].

Wywołanie odruchu mięśni śródusznych zależy od intensywności i charakteru bodźca, lecz przeciętnie dla uszu fizjologicznie zdrowych wynosi 92 dB, natomiast w przypadku mięśnia naprężacza błony bębenkowej wartość ta osiąga 105 do 110 dB. Jednak istotniejsze, zwłaszcza w przypadku akustycznych sygnałów impulsowych, są czasy związane z wystąpieniem odruchu tzw. czas latencji lub utajenia, czas trwania maksymalnej amplitudy skurczu mięśnia i wreszcie czas relaksacji albo inaczej czas zanikania odruchu, związany ze stopniowym zmniejszaniem się amplitudy skurczu. Czasy te zmieniają się z intensywnością i rodzajem bodźca pobudzającego, czasem trwania stymulacji, a także w zależności od predyspozycji osobniczych. Jeżeli czas trwania bodźca leży poniżej czasu wywołującego odruch, to bez względu na siłę bodźca odruch się nie pojawi. Próg odruchu jest niższy dla szumu białego niż dla tonów czystych. Czas latencji od-

ruchu jest tym krótszy, im wyższy poziom pobudzenia w stosunku do wartości progowej. W przypadku mięśnia strzemiączkowego wynoszą one odpowiednio: czas wywołania odruchu – 10 do 200 ms, czas trwania – 1s oraz czas relaksacji – od 200 ms do 2 s, choć wg niektórych autorów może osiągać nawet do 3 minut [12, 77, 123]. Z kolei dla mięśnia napinacza błony bębenkowej czas uruchomienia odruchu wynosi 17 ms, lecz do pełnego skurczu dochodzi po czasie 100 do 200 ms, czas trwania szacowany jest na około 1s, a czas relaksacji od 1 do 2 s [39, 137]. Po wystąpieniu maksymalnej siły skurczu mięśnia, jeśli działanie bodźca przedłuża się ponad maksymalny czas trwania, skurcz mięśnia maleje do poziomu podtrzymującego, co określane jest mianem adaptacji. Przy pojawieniu się następnego bodźca następuje w tym okresie znów maksymalny skurcz przy jednoczesnym skróceniu czasu latencji. Ten mechanizm jest specyficzny dla fazy adaptacji. Zjawisko adaptacji wiąże się z chwilowym przesunięciem progu słyszenia, lecz przemiany metaboliczne w obrębie komórek receptora słuchowego utrzymują się w granicach fizjologicznych. Chwilowe przesunięcie progu słyszenia w tej fazie ustępuje w momencie ustania działania bodźca. Istotne jest także w aspekcie prowadzonych badań, że siła skurczu mięśni rośnie wraz ze wzrostem natężenia bodźca i jest większa dla częstotliwości niższych.

Wysoki poziom natężenia dźwięku i wydłużający się czas trwania zjawiska mogą doprowadzić do zniesienia odruchu mięśni śródusznych. Dochodzi wówczas do wyczerpania zdolności adaptacyjnych narządu słuchu, i przejścia w fazę określaną jako zmęczenie fizjologiczne, manifestowane czasowym przesunięciem progu słyszenia, które nie ustępuje wraz z zanikiem bodźca. Stan taki cofa się całkowicie po okresie odpoczynku, czyli po pewnym czasie od momentu zaniku bodźca. Przyrost wartości TTS ma w przypadku impulsowych sygnałów akustycznych charakter liniowy, podczas gdy w przypadku zjawisk o charakterze ciągłym następuje wolniej, w sposób logarytmiczny. Czas powrotu do wartości progowych (zaniku TTS) zależy od parametrów fizycznych bodźca wywołujących zjawisko zmęczenia fizjologicznego oraz od predyspozycji osobniczych. Przedłużające się w fazie zmęczenia fizjologicznego działanie bodźców akustycznych, może spowodować przejście zmęczenia fizjologicznego w patologiczne, nie podlegające restytucji. Wskutek zmęczenia patologicznego może dojść do trwałych i nieodwracalnych ubytków słuchu.

Mechanizm ochronny w warunkach zagrożenia urazem akustycznym, wywołany jest synergistycznym działaniem kilku czynników: odruchowym skurczem mięśnia strzemiączkowego, funkcją włókien eferentnych ślimaka, procesami zachodzącymi w ośrodkach słuchowych. W mechanizmie tym w przypadku częstotliwości wysokich decydującą rolę spełnia aktywność włókien eferentnych ślimaka, natomiast w odniesieniu do częstotliwości niższych odruch strzemiączkowy. Ograniczenie intensywności bodźca akustycznego docierającego do receptora słuchowego zależy od impedancji akustycznej ucha. Impedancja akustyczna

dla układu zastępczego ucha wyrażona jest jako

$$I = R + jX = \frac{T}{S^2} + j \frac{1}{S^2} (\omega M - \frac{K}{\omega})$$

gdzie T to wielkość tarcia, M to masa, S powierzchnia membrany, K sprężystość, f częstotliwość, zaś $\omega = 2\pi f$. Rezystancja zależy od sił tarcia, z kolei na reaktancję wpływ mają masa oraz sztywność. Z zależności tej wynika, że wyższe częstotliwości zwiększają wpływ masy na wartość impedancji, z kolei przy niższych częstotliwościach znaczenie większe odgrywa sztywność układu. Wynika z tego, że wartość impedancji akustycznej ucha zależy nie tylko od parametrów sygnału, ale także od predyspozycji osobniczych takich jak budowa ucha, a także subiektywna ocena głośności. Impedancja akustyczna osiąga wartości od 1000 do 3000 ohmów akustycznych [137]. Tłumienie energii docierającej do receptora słuchu w narządzie Cortiego, wynikające z wartości impedancji, jest najbardziej efektywne w zakresie częstotliwości 500 do 4000 Hz i osiąga wartości od 25 do 30 dB [39, 46, 168].

W świetle powyższego, z wyników badań impulsowych sygnałów akustycznych w strzelectwie przedstawionych w rozdziale 5, dotyczących zmian struktury czasowej, która zawiera się w przedziale 0.5 ms do 5 ms w zależności od konkurencji strzeleckiej, można spodziewać się braku reakcji ze strony mechanizmów obronnych ucha środkowego, co intuicyjnie było postrzegane przez wielu badaczy [12, 39, 123], i tym tłumaczyć szczególnie traumatyzujące działanie impulsów w strzelectwie, manifestowane trwałymi ubytkami słuchu. Sytuacja narażenia na akustyczne sygnały impulsowe wymaga także uwzględnienia źródła pochodzenia impulsu oraz odniesienia nie tylko do częstości repetycji, ile do oceny który kolejny impuls i w jakim odcinku czasu dociera do narządu słuchu.

Niezwykle istotny jest w tym przypadku impuls pierwszy, który ze względu na istotny przebieg zmian zjawiska impulsowego rzędu 3 ms do 5 ms, dociera do narządu słuchu przed fazą uruchomienia odruchu strzemiączkowego, ponieważ minimalny czas latencji mięśnia wynosi 10 ms. Choć znane są przypadki ostrego urazu akustycznego, po jednokrotnej ekspozycji na impulsowy sygnał akustyczny o wysokim poziomie ciśnienia dźwięku, to jednak sytuacje takie można odnosić do narażenia przypadkowego, bądź sytuacji przystąpienia do treningu w fazie zmęczenia fizjologicznego, gdy efektywność odruchu mięśni śróduszných jest częściowo ograniczona. Sytuacja wygląda zgoła inaczej, gdy źródłem generacji impulsowych sygnałów akustycznych jest broń własna. Wówczas u niektórych osób może wystąpić sterowane, wcześniejsze uruchomienie odruchu mięśnia napiacza błony bębenkowej [39, 137, 168] mimo, że generalnie odruch ten jest odruchem bezwarunkowym. Jeśli źródłem generacji impulsów nie jest broń własna, to praktycznie zawodnik nie ma możliwości uruchomienia mechanizmów ochron-

nych ucha środkowego, ponieważ impulsowy sygnał akustyczny pojawia się w chwili niezależnej od jego woli. Hipotetycznie można założyć, że w warunkach treningu grupowego, zawodnik potencjalnie przewiduje pojawienie się impulsów z sąsiadujących stanowisk, a zatem jeśli posiada umiejętność sterowania odruchem tego mięśnia, znajduje się on w pewnej gotowości, który owocuje skróceniem czasu utajenia odruchu. Przy dużej częstotliwości repetycji impulsów w fazie adaptacji narządu słuchu, w przypadku gdy bodziec pojawia się przed rozkurczem mięśnia, obserwuje się dodatkową aktywację układów kurczliwych mięśnia, prowadząca do sumowania skurczów. W tej sytuacji możemy obserwować skurcz tężcowy zupełny, który występuje jeśli pomiędzy poszczególnymi bodźcami nie pojawi się rozkurcz. Z kolei skurcz tężcowy niezupełny pojawia się wówczas, gdy pomiędzy kolejnymi bodźcami pojawiają się okresy niecałkowitego rozkurczu. Podczas skurczu tężcowego zupełnego, powstałe napięcie mięśnia jest około czterokrotnie większe od napięcia rozwijanego w okresie pojedynczego skurczu [46].

Częstość drażnienia mięśni odpowiadająca częstości repetycji impulsów, może determinować sumowanie się skurczów. Zjawisko to jest uwarunkowane czasem trwania pojedynczego skurczu charakteryzującego mięsień. Z wniosków dotyczących badań obiektywnych wynika, że efektywny czas pobudzenia receptorów słuchu, akustycznymi sygnałami impulsowymi waha się pomiędzy 2 ms do 5 ms, biorąc pod uwagę efektywny czas modyfikacji struktury czasowej, utrzymywanie się maksymalnych poziomów mocy i najwyższych poziomów zmiennej w czasie widmowej gęstości mocy. W tym kontekście analiza reakcji ochronnych aktywowanych w uchu środkowym, odniesiona do uzyskanych drogą adaptacyjnej ortogonalnej parametryzacji Schura [105], wskaźników obiektywnych rzuca nowe światło na sposób interpretacji działania impulsowych sygnałów akustycznych. Odnosząc działanie pojedynczego impulsu (rys. 5.38, 5.51, 5.55), w którym efektywny czas pobudzenia receptorów słuchu wynosi 2 ms do 5 ms, do czasu związanego z uruchomieniem odruchu mięśni śródusznych (10 ms do 200 ms), można przewidywać ograniczenie zdolności tłumienia energii impulsów ze strony układu mechano-akustycznego ucha środkowego. Efektem tego jest dotarcie niestłumionej energii do struktur receptora słuchu w ślimaku. W przypadku treningu indywidualnego zawodnik w czasie 90 minut oddaje przeciętnie 150 do 200 strzałów. W tym wypadku pojedynczy impuls pojawia się zgodnie z przyjętymi założeniami taktyki treningowej, lecz przeciętnie co 27000 ms. Jednak w każdym przypadku w chwili przewidywanej przez zawodnika, umożliwiającej potencjalne sterowanie odruchem mięśnia napinacza błony bębenkowej. Długotrwałe narażenie na akustyczne sygnały impulsowe, skutkują po okresie adaptacji, fazę zmęczenia fizjologicznego, wyrażoną wydłużeniem czasu latencji oraz brakiem pełnego skurczu mięśni śródusznych, co wpływa na obniżenie impedancji akustycznej, a zatem obniżenie zdolności ochronnych. Sytuacja zmienia się w

przypadku treningu grupowego, gdzie liczba pobudzeń zwiększa się nawet sześciokrotnie (w zależności od liczby trenujących), i może hipotetycznie powodować zupełne zniesienie odruchu obronnego. Docieranie kolejnego impulsu, może następować w fazie już istniejącego pobudzenia, czyli sytuacji gdy skurcz mięśnia został już wcześniej wywołany przez poprzedzający go impuls. Najkorzystniej, gdy kolejny impuls pojawi się w momencie czasu trwania pełnego skurczu mięśni śróduszných. Z kolei jeśli kolejny impuls pojawi się na etapie relaksacji odruchu, to wówczas czas uzyskania ponownie maksymalnego skurczu mięśnia jest krótszy, niż w przypadku ucha nieprzygotowanego, a więc taka sytuacja także w pewnym stopniu ogranicza traumatyzujące działanie. I wreszcie gdy impuls pojawi się w fazie zmęczenia fizjologicznego tzn, wyrażonego czasowym przesunięciem progu słyszenia, to dalsze pobudzanie w tej fazie może prowadzić do zmęczenia patologicznego skutkującego trwałym przesunięciem progu słyszenia, ponieważ w tym okresie odruch jest zniesiony.

Dzięki analizie hałasu impulsowego zarejestrowanego w trakcie zawodów (rys.3.1) można odczytać czas pojawiania się kolejnych impulsów. Minimalnie czas ten wynosi 100 do 150 ms, maksymalnie 300 do 500ms. Zakładając, że układ ochronny ucha środkowego został uruchomiony, można odczytane parametry odnieść do czasu trwania odruchu mięśni śróduszných, szacowanego na około 1 s [46, 61, 137, 168], co oznacza że każdy impuls pojawiający się w tym przedziale czasu jest tłumiony, przed transmisją do ucha wewnętrznego. Podobnie sytuacja wygląda, gdy impuls pojawi się w czasie relaksacji mięśnia, szacowanego na 200ms do 2s, choć niektórzy autorzy podają nawet występujące osobniczo czasy do 3 minut. Nie należy jednak zapominać, że liczba rzeczywistych pobudzeń receptora słuchu, może osiągać 15 impulsów w ciągu 5 s, co oznacza 180 pobudzeń w ciągu minuty i aż 16200 w ciągu 90 minut, jednostki treningowej, przy poziomach ciśnienia dźwięku zmieniających się w granicach 130 do 160 dB, w zależności od konkurencji, a także źródła generacji (broń własna, broń z innych stanowisk strzeleckich). Jeśli odnieść tę sytuację do typowego planu szkolenia w strzelectwie, to w mikrocyklu (7 do 8 dni), liczba pobudzeń receptora słuchu może osiągnąć przeciętnie 130000; w mezocyklu (3 do 4 tygodni) liczba ta kształtuje się na poziomie około 520000, a w makrocyklu rocznym (w tzw. okresie strzałowym stanowiącym, 1/3 całego makrocyklu) około 2000000 pobudzeń. Przy tej liczbie pobudzeń receptora słuchu pojawiają się efekty zmęczenia fizjologicznego, zatem dochodzi do zmniejszenia efektywności mechanizmów ochronnych ucha, a co za tym idzie zmniejszenia wartości impedancji akustycznej, z której wynika zmniejszenie skuteczności tłumienia energii impulsu, wynoszącej 20 do 30 dB. Jeśli kolejny trening odbywa się przed upływem 16 godzin, który to czas uważany jest jako minimum, niezbędne do ustąpienia objawów zmęczenia fizjologicznego, a w dodatku zawodnik ze względu na specyfikę konkurencji (ta sama broń i amunicja), obciąża ten sam obszar receptorów w narządzie Cortiego energią skumulowaną w

czasie maksymalnie 2 ms, o powtarzalnym widmie, to w tym obszarze można spodziewać się występowania największej wartości TTS i PTS. Obszar ten zawiera się najczęściej w paśmie 2 do 6 kHz, w zależności od konkurencji strzeleckiej, czyli w obszarze gdzie za ochronę narządu słuchu, odpowiedzialny jest w dużej mierze układ mechano–akustyczny ucha środkowego. Dodatkowo, w literaturze zwraca się uwagę na małą skuteczność ochronników słuchu w odniesieniu do hałasu impulsowego [25, 39, 49, 78]. W tym kontekście łatwiej uzasadnić częstsze występowanie ubytków słuchu u uprawiających strzelectwo sportowe, niż w innej działalności. Z kolei brak ubytków słuchu u eksponowanych na hałas w strzelectwie, wynika być może z predyspozycji osobniczych, szczególnie zaznaczonych w przypadku hałasu impulsowego [64, 46, 137]. Interesującym przypadkiem oddziaływania hałasu impulsowego jest konkurencja pistolet szybkostrzelny rys.5.1. Zgodnie z zasadami obowiązującymi w tej konkurencji [157], zawodnik oddaje 5 strzałów w czasie 4 s, 6 s, 8 s; zatem impuls pojawia się co 400 ms do 1000 ms. Wobec powyższego, impuls taki pojawić się może w czasie trwania odruchu mięśni śródusznych lub w czasie ich relaksacji. Przyjmijmy hipotetyczną sytuację, że czas relaksacji mięśnia osiąga dolną granicę czyli 200 ms, w tym układzie przy wystąpieniu bodźca co 400 ms, może się zdarzyć że układ ochronny nie jest w fazie pobudzenia i oczekiwana jest reakcja ochronna. Inną sytuację będziemy obserwować gdy czas relaksacji mięśnia, osiąga wartość maksymalną czyli 3 minuty. W tym przypadku każdy z impulsów tej serii, trafia na fazę adaptacji narządu słuchu, a więc mechanizm ochronny jest wykorzystany. Jeżeli zawodnik osiąga czas relaksacji w dolnej granicy, tj. 200 ms, to praktycznie impuls musi wywołać ponowne pojawienie się odruchu. Reasumując, można powiedzieć, że traumatyzujące działanie hałasu w sporcie strzeleckim wynika z sytuacji narażenia na impulsy, w momencie zniesienia odruchu mięśni śródusznych, a także zbyt niską wartość tłumienia akustycznego stosowanych ochronników słuchu.

Potwierdza to pogląd, że sport strzelecki jest szczególnym przypadkiem narażenia na impulsowe sygnały akustyczne, a proponowana metoda oceny obiektywnej, oparta na adaptacyjnej, ortogonalnej parametryzacji Schura, rzuca nowe światło na interpretację traumatyzującego działania hałasu impulsowego w sporcie strzeleckim, równocześnie dając możliwość zastosowania tej metody do oceny narażenia na hałas impulsowy w innych dziedzinach życia.

Rozdział 7

Podsumowanie

Zasadniczy rezultat niniejszej pracy stanowi opracowanie nowej metody oceny traumatyzującego oddziaływania akustycznych sygnałów impulsowych, występujących w sporcie strzeleckim, w aspekcie fizjologii narządu słuchu człowieka.

Metoda ta została oparta na opracowanej teorii ortogonalnej parametryzacji Schura dla zaproponowanej w pracy klasy losowych sygnałów quasi-stacjonarnych, o klatkowo-Toeplitzowskich macierzach kowariancyjnych, nazwanych tutaj sygnałami p -stacjonarnymi.

W celu opracowania tej teorii wykorzystano podejście geometryczne, rozważając problem parametryzacji sygnałów p -stacjonarnych w przestrzeni Hilberta wektorów współczynników (izomorficznej z przestrzenią zmiennych losowych na mocy izomorfizmu Kołmogorowa) z p -niezmienniczym iloczynem skalarnym i wykazano, iż rozwiązanie tego problemu można otrzymać na drodze tzw. częściowej ortogonalizacji bazy naturalnej, według uporządkowania w przód i w tył.

Na tej podstawie zaproponowano klasę szybkich (w stosunku do przypadku sygnału 'całkowicie' niestacjonarnego) algorytmów parametryzacji Schura rozwiązywanej klasy sygnałów quasi-stacjonarnych, o sukcesywnie rosnącym stopniu złożoności.

Wykorzystując izomorfizm przestrzeni L_2 zmiennych losowych i przestrzeni ℓ_2 wektorów próbek szeregów czasowych, opracowano klasę szybkich algorytmów adaptacyjnej parametryzacji p -stacjonarnych szeregów czasowych, operujących bezpośrednio na próbkach, z adaptacyjnym uaktualnianiem wartości zmiennych w czasie współczynników Schura.

Wykazując, iż zmienne w czasie współczynniki Schura można interpretować jako współczynniki Fouriera w ortogonalnym rozwinięciu szeregu czasowego, na mocy równości Parsevala opracowano algorytm estymacji zmiennej w czasie mocy parametryzowanego sygnału. Proponując zmienną w czasie wersję algorytmu Levinsona, zaproponowano algorytm estymacji charakterystycznych czasowo-częstotliwościowych parametryzowanych szeregów czasowych.

Wymienione algorytmy wykorzystano do przeprowadzenia badań eksperymentalnych rzeczywistych akustycznych sygnałów impulsowych, występujących w sporcie strzeleckim, których akwizycji dokonano na strzelnicy COSS WKS Śląsk we Wrocławiu. Badania te pozwoliły poznać – po raz pierwszy w literaturze przedmiotu – strukturę czasową tych sygnałów, zmiany mocy chwilowej oraz ewolucję widmowej gęstości mocy w czasie.

W oparciu o uzyskane rezultaty zaproponowano wskaźniki obiektywnej oceny akustycznych sygnałów impulsowych (efektywny czas modyfikacji struktury czasowej, efektywny czas i poziomy zmian mocy, efektywny czas modyfikacji czasowo-częstotliwościowej widmowej gęstości mocy).

Zaproponowane wskaźniki oceny obiektywnej posłużyły do przeprowadzenia oceny traumatyzującego oddziaływania akustycznych sygnałów impulsowych na narząd słuchu w aspekcie jego fizjologii, rzucając całkowicie nowe – w stosunku do prezentowanego w literaturze – światło na problem etiologii powstawania ubytków słuchu w sporcie strzeleckim.

Biorąc pod uwagę powyższe stwierdzenia, w przekonaniu autora cele pracy zostały osiągnięte, zaś teza rozprawy – wykazana.

W przekonaniu autora, do oryginalnych wyników uzyskanych w pracy można zaliczyć:

- zaproponowanie, dla akustycznych sygnałów impulsowych, klasy modeli p -stacjonarnych o klatkowo-Toeplitzowskiej strukturze macierzy kowariancyjnych,
- opracowanie teorii i szybkich algorytmów ortogonalnej parametryzacji Schurra p -stacjonarnych sygnałów losowych i p -stacjonarnych szeregów czasowych, z możliwością wyznaczania estymatora ich zmiennej w czasie mocy oraz charakterystyk czasowo-częstotliwościowych [104],
- poznanie, w oparciu o przeprowadzone, z wykorzystaniem opracowanych algorytmów parametryzacji, badania eksperymentalne rzeczywistych akustycznych sygnałów impulsowych występujących w sporcie strzeleckim, ich struktury czasowej, czasowo-częstotliwościowej oraz przebiegu zmian mocy w czasie,
- zaproponowanie wskaźników oceny obiektywnej akustycznych sygnałów impulsowych i wykorzystanie ich do oceny narażeń akustycznych w sporcie strzeleckim oraz wyjaśnienia etiologii powstawania ubytków słuchu w aspekcie fizjologii narządu słuchu człowieka [105].

Literatura

- [1] W.A. Ahroon, R.P. Hamernik, and R.I. Davis. Complex noise exposures: An energy analysis. *J.Acoust.Soc.Am.*, 93:997–1006, 1993.
- [2] D. Alpay and P. Dewilde. Time-varying signal approximation and estimation. In A.M.C.Ran M.A.Kasshoek, J.H. Van Schupen, editor, *Proc. MTNS-89: Signal Processing, Scattering and Operator Theory, and Numerical Methods*. Birkhäuser, Boston, 1990.
- [3] C. Andreoli, M. Savastano, D. Flores, and F. Arcais. Danno acustico da armi da fuoco.valutazione comparativa in sportivi che utilizzano differenti armi da fuoco. *Medicina dello Sport*, 38:131–135, 1985.
- [4] C. Andreoli, M. Savastano, G. Viero, and F. Grazioli. Problemi auricolari negli sportivi che praticano attivita agonistica con armi da fuoco. *Med. dello Sport*, 4:295–299, 1982.
- [5] I. Arvidsson and A. Axelsson. Shooting - a serious risk against the hearing of teenagers. *Lakartidningen*, 11:2767–2769, 1982.
- [6] J. Attias, G. Weisz, S. Almog, A. Shahar, M. Wiener, Z. Joachims, H. Netzer, A. AndIshing, E. Rebentisch, and T. Guenther. Oral magnesium intake permanent hearing loss induced by noise exposure. *Am.J.Otolaryngol.*, 15:26–32, 1994.
- [7] A. Axelsson. Leisure noise exposure in adolescents and young adults. *J.Sound.Vibr.*, 151:447–453, 1991.
- [8] V. Bach, J.P. Libert, P. Tassi, G. Wittersheim, L.C. Johnson, and J. Ehrhart. Cardiovascular responses and electroencephalogram disturbances to intermittent noises: Effects of nocturnalheat anddaytime exposure. *Eur.J.Appl.Physiol.*, 63:330–337, 1991.
- [9] P. Blotta, M. Turrini, A. Pastore, S. Prosser, S. Narne, and S. Piantoni. Nuove prospettive terapeutiche del trauma acustico acuto. *Acta Otorhinolaryngol.Ital.*, 9:349–355, 1989.

- [10] W. Bochenek and J. Kiciak. Wpływ hałasu na organizm ludzki. *Bezpieczeństwo Pracy.Nauka i Praktyka*, 5:3–7, 1985.
- [11] B. Bogusz and A. Jaroch. Analiza czasowa i widmowa impulsów akustycznych generowanych strzałami z wybranych typów broni w warunkach strzelnicy sportowej. Technical Report I-28/SPR-Q10/85, Instytut Telekomunikacji i Akustyki, Politechnika Wrocławska, 1985.
- [12] J. Brugge and D. Geisler. *Hearing and Balance*. Departament of Physiology, University of Wisconsin, 2000.
- [13] J. Burg. *Maximum Entropy Spectral Analysis*. PhD thesis, Stanford Univ., 1975.
- [14] T. Bystrzanowska. *Audiologia Kliniczna*. PZWL, Warszawa, 1978.
- [15] P.J. Catalano and S.M. Levin. Noise-induced hearing loss and portable radios with headphones. *Int.J.Pediatr.Otorhinolaryngol.*, 9:59–67, 1985.
- [16] T. Ceypek, J. Kuźniarz, and A. Lipowczan. Rozwój urazu akustycznego słuchu w przemysłowym hałasie impulsowym. *Med.Pracy*, 1:53–59, 1975.
- [17] T. Ceypek, J. Kuźniarz, and A. Lipowczan. Wpływ przemysłowego hałasu impulsowego (udarowego) na słuch pracowników. *Med.Pracy*, 26:53–60, 1975.
- [18] CHABA. Proposed damage-risk criterion for impulse noise (gun-fire). Technical Report Bioacoust. Biomech., Rep. of Working Group 57, 1968.
- [19] B.A.C. Christiansson and K.A. Wintzell. An audiological survey of officers at an infantry regiment. *Scand. Audiol.*, 22:147–152, 1993.
- [20] G.R. Coles, R.R.A. and Garinther, C.G. Rice, and D.C. Hodge. Hazardous exposure to impulse noise. *J.Acoust.Soc.Am.*, 43:336–343, 1968.
- [21] R.R.A. Coles. Some considerations concerning the effects on hearing of noise of small - arms. *J.Royal.Med.*, 1:18–22, 1963.
- [22] R.R.A. Coles and C.G. Rice. Towards a critation for impulse noise for industry. *Ann.Occup.Hyg.*, 13:43–50, 1970.
- [23] S.A. Counter and E. Borg. Acoustic middle ear muscle reflex protection against magnetic coil impulse noise. *Acta.Otolaryngol.Stock.*, 113:483–488, 1993.

- [24] S.A. Counter, E. Borg, and A. Olofsson. Oto-traumatic effects of computer simulated magnetic coil impulse noise: Analysis of mechanisms. *Acta.Otoralyngol.Stoskh.*, 113:699–705, 1993.
- [25] A. Dancer, P. Grateau, A. Cabanis, G. Barnabe, G. Cagnin, T. Vaillant, and D. Lafont. Effectiveness of earplugs in high-intensity impulse noise. *J.Acoust.Soc.Am.*, 91:1677–1689, 1992.
- [26] A. Dancer, P. Grateau, A. Cabanis, T. Vaillant, and D. Lafont. Delayed temporary treshold shift induced by impulse noises (weapon noises) in men. *Audiology*, 24:345–356, 1991.
- [27] R. Danielson, D. Henderson, M.A. Gratton, L. Bianchi, and R. Salvi. The importance of "temporal pattern" in traumatic impulse noise exposures. *J.Acoust.Soc.Am.*, 90:209–218, 1991.
- [28] E. Deprettere and P. Dewilde. Generalized orthogonal filters for stochastic prediction and modelling. In V.Capellini, editor, *Digital Signal Processing*. Acad. Press, NY, 1979.
- [29] E. Deprettere and S.C. Lie. Generalized Schur-Darlington algorithms for lattice-structured matrix inversion and stochastic modelling. Technical report, Delft Univ.Techn., 1980.
- [30] P. Dewilde. A course on the algebraic Schur and Nevanlinna-Pick interpolation problems. In Ed Deprettere, editor, *Algorithms and Parallel VLSI Architectures*, volume A - tutorials, pages 13–70. Elsevier, 1991.
- [31] P. Dewilde and H. Dym. Schur recursions, error formulas and convergence of rational estimators for stationary stochastic processes. *IEEE Trans. on IT*, 27:446–461, 1981.
- [32] P. Dewilde, A.C. Vieira, and T. Kailath. On a generalized Szegö-Levinson realization algorithm for optimal linear predictors based on a network synthesis approach. *IEEE Trans. on CAS*, 25:663–675, 1978.
- [33] H.G. Dieroff. Uszkodzenie słuchu wywołane przez hałas o charakterze impulsowym. *Med.Pracy*, 3:311–321, 1976.
- [34] H.G. Dieroff. Some remarks about differences in mechanism of damage following exposure to impulse and continuous noise. *Proceed.of III Intern. Congress on Noise as a Public Health Problem, ASHA Reports*, 10:86–91, 1980.

- [35] H.G. Dieroff. Behaviour of high-frequency hearing in noise. *Audiology*, 21:83–92, 1982.
- [36] A. Dobrowolski and T. Malinowski. Ocena zagrożenia narządu słuchu u górników hałasem maszyn urabiających węgiel. *Bezp. Pr.*, 3:29–33, 1980.
- [37] K.T. Dodd, J.T. Yelverton, D.R. Richmond, J.R. Morris, and G.R. Ripple. Nonauditory injury treshold for repeated intense freefield impulse noise. *J.Occup.Med.*, 32:260–266, 1990.
- [38] Ishii E. and E. Talbott. Why is there noise - induced hearing loss in individuals exposed to occupational noise levels below occupational safety and health act treshold? *Am. J. Epidemiol.*, 139:66–70, 1994.
- [39] D.A. Eddins. *Structure and Function of the External and Middle Ears*. University of Buffalo, 1999.
- [40] Z. Engel and Sadowski J. Zagrożenie hałasem i wibracjami w Polsce. *Arch.Akustyki*, 88:89–106, 1988.
- [41] J. Erdreich. A disrtibution based definition of impulse noise. *J.Acoust.Soc.Am.*, 79:990–998, 1986.
- [42] L. Ermisch. Schiesstanban und schallschutz. *Deuch.Schuetzenztg*, 7:8–10, 1979.
- [43] C. Ferber, N. Soulier, C. Dubreuil, and R. Duclaux. Cochleovestibular afferent pathways of trapezius muscle responses to clicks in human. *Acta Oto-Laryng.*, 118:6–10, 1998.
- [44] A. Forge. The morphology of normal and pathological cell membrane and functional complexes of the cochlea. *Basic and Applied Aspects of Noise-Induced Hearing Loss*, ed.R.Salvi et al.Plenum Press, 1:55–68, 1986.
- [45] B. Friedlander, M. Morf, T. Kailath, and L. Ljung. New inversion formulas for matrices classified in terms of their distance from Toeplitz matrices. *Lin.Alg.Appl.*, 27:31–60, 1979.
- [46] W. F. Ganong. *Fizjologia*. PZWL, Warszawa, 1994.
- [47] I.I. Gichman and A.W Skorochood. *Vviedienje w teorii sluczajnych proces-ov*. Nauka, Moskva, 1977.
- [48] J. Grenner and P. Nilson. A comparison between the treshold elevation after impact or continous noise. In *Effects of Continous or Impact Noise on Auditory Treshold*, pages 113–128, Malmo, 1990. Grenner, J.

- [49] J. Grzesik. *Lekarska Profilaktyka Zawodowych Uszkodzeń Słuchu*. Instytut Medycyny Pracy i Zdrowia Środowiskowego, Sosnowiec, 1994.
- [50] J. Grzesik and K. Pawlas. Ocena skuteczności profilaktyki lekarskiej zawodowych uszkodzeń słuchu. *Ochrona Zdrowia Publ.*, 96:516–523, 1985.
- [51] R.P. Hamernik, W.A. Ahroon, and K.D. Hsueh. The energy spectrum of an impulse: Its relation to hearing loss. *J.Acoust.Soc.Am.*, 90:197–204, 1991.
- [52] R.P. Hamernik, D. Henderson, J. Crossley, and R.J. Salvi. Interaction of continuous and impulse noise, audiometric and histological effects. *J.Acoust.Soc.Am.*, 55:117–121, 1974a.
- [53] R.P. Hamernik, J.H. Patterson, and R.J. Salvi. The effect of impulse intensity and the number of impulses on hearing and cochlear pathology in the chinchilla. *J.Aoust.Soc.Am.*, 81:1118–1129, 1987.
- [54] R.P. Hamernik, G. Turrentine, and M. Roberto. Mechanically-induced morphological changes in the organ of Corti. In *Basic and Applied Aspects of Noise-Induced Hearing Loss*, pages 69–83. Plenum Press.ed.R.Salvi, 1986.
- [55] E.K. Hanson, J.M. Schellekens, J.B. Veldman, and L.J. Mulder. Psychomotor and cardiovascular consequences of mental effort and noise. *Human movement science*, 6:607–626, 1993.
- [56] D.W. Harrison and P.L. Kelly. Age differences in cardiovascular and cognitive performance under noise conditions. *Percept. and mot. Skills*, 69:547–554, 1989.
- [57] J.R. Hassal, K. Zaveri, and M. Phil. *Acoustic Noise Measurements*. Bruel&Kjaer, Sweden, 1988.
- [58] M.J. Haynes. New mining technology and its expected influence on health and safety in mining in the 1990s. *Mining Engr.*, 348:91–98, 1990.
- [59] D. Henderson, R.J. Salvi, and R.P. Hamernik. Is the equal energy rule applicable to impact noise? *Scand.Audiol.Supp.*, 16:71–82, 1982.
- [60] D. Henderson, M. Subramaniam, M.A. Gratton, and S.S. Saunders. Impact noise: The importance of level, duration, and repetition rate. *J.Acoust.Soc.Am.*, 89:1350–1357, 1991.
- [61] L.W. Henselman, D. Henderson, M. Subramaniam, and V. Sallustio. The effect of 'condition' exposures on hearing loss from impulse noise. *Hear.Res.*, 78:1–10, 1994.

- [62] M.A. Hotz, R. Probst, F.P. Harris, and R. Hauser. Monitoring the effects on noise exposure using transiently evoked otoacoustic emissions. *Acta Otolaryngol.*, 113:478–482, 1993.
- [63] M. Huelse. Boedeutung der knalltraumatischen hoerschaedigung im schiesport. *Deutsche Schuetzenzeitung*, 27:42–43, 1980.
- [64] J.A. Indulski. *Kryteria Zdrowotne Środowiska.Hałas.* PZWL, Warszawa, 1988.
- [65] ISO. Acoustic - guide to international standarts on the measurement of airborne acoustical noise and evaluation its effects on human beings. Technical Report 2204, 1979.
- [66] ISO. Acoustics - desctription and measurement of environmental noise - part 2: Acquisition of data pertinent to land use. Technical Report 1992-2, 1987.
- [67] M. Iwamoto, F. Ishii, J. Yoneda, T. Morie, and N. Harada. A physiological response (plasma cyclic AMP) and psychological response (stai-a-state)to noise exposure and/or calculation task. *J.Sound.Vibr.*, 186:599–605, 1995.
- [68] P.L. Johnson and J. Patterson. Rating of hearing protector performance for impulse noise. In University of Kentucky and NIOSH, editors, *Hearing Conservation Conference*, pages 103–106, Lexington, Kentucky, Office of Engineering Services, 1992. University of Kentucky and NIOSH.
- [69] T. Kailath. Time-variant and time-invariant lattice filters for nonstationary processes. In *Outils et Modeles Mathematiques Pour L'automatique, L'analyse de Systemes et Le Traitement Du Signal*, volume 2, pages 417–462. CNRS, Paris, 1982.
- [70] T. Kailath. Displacement structure: A review. In M.Verhaegen, editor, *Proc. Int. Workshop on Advanced Algorithms and Their Realizations*, Chateau de Bonas (France), July 28 - August 10, 1991, 1991.
- [71] Y. Kapadia and M.E. Lutman. Nomlinear temporal interactions in click - evoked otoacoustic emissions. *Hearing Research*, 146:101–120, 2000.
- [72] W. Karitonov. Gigienicheskaia ocenka fizicheskikh karakteristik impu'lsnykh shumow shtampovochnogo i kuznechno-pressovogo proizvodstw, poteri slukha i profilaktyka. *Gig.TriProf.Zabol.*, 7:8–10, 1989.
- [73] R.J. Keim. Impulse noise and neurosensory hearing loss. *California.Med.*, 9:16–19, 1970.

- [74] W. Kharitonov. Health related assesment of the phisical characteristics of impulse noise in stamping and press forging production, the loss of hearing and prophylactic. *Noise Vibr.Industry*, 4:79–83, 1990.
- [75] J. Kiciak and A. Rogoziński. Zagrożenie słuchu strzelców sportowych. *Sport Wyczynowy*, 3:59–63, 1989.
- [76] A. Kijowski. Arkusz realizacji rocznego planu pracy treningowej. Technical report, Materiały szkoleniowe, 1998.
- [77] S. Kowalska and W. Sułkowski. Wartość audiometrii impedancyjnej w audiologii i otoneurologii. *Med.Pracy*, pages 333–344, 1994.
- [78] S. Kowalska and W. Sułkowski. Aktualne i perspektywiczne działania Wspólnoty Krajów Europejskich w zakresie ochrony słuchu przed hałasem. *Med.Pracy*, 6:703–712, 1997.
- [79] K.T. Kryter. Evaluation of exposures to impulse noise. *Arch.Enviromen.Health*, 20:624–635, 1970.
- [80] K.T. Kryter and G.R. Garinther. Auditory effects of acoustic impulses from firearms. *Acta Oto-Laryngologica*, 211:2–22, 1965.
- [81] K. Lamm, C. Lamm, H. Lamm, and K. Schumann. Simultane sauerstoffpartialdruck-bestimmungen in der scala tympani, elektrokochleographie und blutdruck-messungen nach knalltraumata bei meerschweinchen. *HNO*, 37:48–55, 1989.
- [82] D.T.L. Lee, M. Morf, and B. Friedlander. Recursive least-squares ladder estimation algorithms. *IEEE Trans. on CAS*, 28:467–481, 1981.
- [83] W. Lei, J. Wei, J. Ping, and L. Jinrang. Inner ear damage in guinea pigs exposed to stable and impulse noise. *Chines Med. J.*, 111:354–257, 1998.
- [84] H. Lev-Ari. *Nonstationary Lattice-Filter Modelling*. PhD thesis, Stanford Univ., 1983.
- [85] H. Lev-Ari. Spectral analysis of non-stationary signals. In M. Verhaegen, editor, *Proc. Int. Workshop on Advanced Algorithms and Their Realizations*, Chateau de Bonas (France), July 28 - August 10, 1991, 1991.
- [86] H. Lev-Ari and T. Kailath. Lattice filter parametrization and modelling of nonstationary processes. *IEEE Trans. in IT*, 30:2–16, 1984.

- [87] N. Levinson. The Wiener RMS error criterium in filter design and prediction. *J.Math.Phys.*, 25:261–278, 1947.
- [88] Z. Lewandowski, W. Birecki, A. Olefir, M. Świątkowska, and F. Lwow. Badania stanu słuchu u strzelców sportowych narażonych na hałas impulsowy z broni krótkiej. *Zeszyty Naukowe AWF Wrocław*, 22:12–17, 1979.
- [89] Z. Lewandowski and F. Lwow. *Badania Nad Efektywnością Startu Niskiego W Aspekcie Wpływu Sygnału Startowego Na Sprintera*, chapter Problem Resortowy 105-07.15, page 23. AWF Wrocław, 1979.
- [90] Z. Lewandowski and F. Lwow. Czas reakcji sprintera a szybkość biegu. *Sport Wyczynowy*, 2:7–11, 1985.
- [91] Z. Lewandowski and F. Lwow. Wpływ głośności impulsu na skuteczność niskiego startu i szybkość biegu. *Sport Wyczynowy*, 1:16–21, 1986.
- [92] Z. Lewandowski and F. Lwow. Wpływ zakłóceń akustycznych na czas reakcji i szybkość biegu sprintera. *Sport Wyczynowy*, 2-3:5–9, 1988.
- [93] Z. Lewandowski and F. Lwow. Wpływ krótkotrwałych zakłóceń akustycznych na skoczność. *Zeszyty Naukowe AWF*, 52:62–68, 1991.
- [94] Z. Lewandowski, F. Lwow, and M. Świątkowska. Ocena narażenia słuchu młodych strzelców sportowych na urazy akustyczne z broni krótkiej. In *Polskie Towarzystwo Medycyny Sportowej*, editor, *Problemy Medyczne Wychowania Fizycznego I Sportu*, pages 54–60, Wrocław, 1981. Materiały XVIII Zjazdu Naukowego Polskiego Towarzystwa Medycyny Sportowej.
- [95] Z. Lewandowski, F. Lwow, and M. Świątkowska. Uszkodzenie słuchu u trenerów strzelectwa sportowego. *Sport Wyczynowy*, 6:27–31, 1983.
- [96] Z. Lewandowski, F. Lwow, and M. Świątkowska. Ocena narażenia słuchu strzelców z broni długiej. *Medycyna Sportowa*, 3-4:5–9, 1987.
- [97] A. Lipowczan. *Podstawy Pomiarów Hałasu*. Główny Instytut Górnictwa i Liga Walki z Hałasem, Warszawa, Katowice, 1987.
- [98] A. Lipowczan. Zagrożenia hałasem w górnictwie. *Bezp. Pr. i Ochr. Środ. w Gór.*, 2:46–52, 1992.
- [99] H. Loesel. Sense of hearing, auditory defects and individual protection of hearing. *International Shooting Sport*, 19:203–217, 1979.

- [100] A. Lupke. Zur bewertung von impulsalarm. *Laryngorhinootologie*, 68:561–562, 1989.
- [101] F. Lwow. Oczekiwane zachowania zdrowotne na tle oddziaływania hałasu w wybranych dyscyplinach sportu. In AWF, editor, *Kultura Fizyczna W Promocji I Doskonaleniu Zdrowia*, pages 78–82, Gorzów, 1996. AWF Gorzów.
- [102] F. Lwow. *Optymalizacja Oceny I Identyfikacja Środowiska Akustycznego W Aspekcie Ochrony Narządu Słuchu*, chapter Aktywność ruchowa w świetle badań fizjologicznych i promocji zdrowia, pages 81–86. AWF Wrocław, 1998.
- [103] F. Lwow. Zachowania neutralizujące niekorzystny wpływ hałasu impulsowego na zdrowie w opiniach strzelców. In Materiały XII Ogólnopolskiego Sympozjum Medycyny Psychosomatycznej, editor, *Ku Lepszemu Funkcjonowaniu W Zdrowiu I Chorobie*, pages 67–71, Wrocław, 1998. AWF Wrocław.
- [104] F. Lwow and J. Zarzycki. Efficient Schur parametrization of 2-nd order stochastic sequences in p -invariant inner-product spaces. Technical report, PWr (submitted for publication), 2000.
- [105] F. Lwow and J. Zarzycki. Komputerowo wspomagana ocena traumatyzującego wpływu impulsowych sygnałów akustycznych w sporcie strzeleckim w aspekcie fizjologii narządu słuchu. In WTN, editor, *VII Krajowa Konferencja, Komputerowe Wspomaganie Badań Naukowych.*, pages 319–324, Wrocław, 2000. WTN.
- [106] T. Malinowski and A. Dobrowolski. Zmiany audiometryczne w obrębie narządu słuchu w następstwie eksplozji przy urabianiu węgla metodą strzałową. *Biuletyn Głównego Instytutu Górnictwa.*, 7/8:12–14, 1979.
- [107] T. Malinowski and A. Dobrowolski. Wpływ hałasu impulsowego na narząd słuchu u wybranych grup pracowników przemysłu węglowego. *Prz. Gór. Biul. GIG.*, 12:23–27, 1980.
- [108] J. Manson, H.M. Alessio, M. Cristell, and K.M. Hutchinson. Does cardiovascular health mediate hearing ability. *Med.Sci.Sports.Exercise.*, 30:866–871, 1994.
- [109] A.M. Martin and G.R.C. Atherley. A method for the assessment of impact noise with respect to injury to hearing. *Ann.Occup.Hyg.*, 16:19–26, 1973.

- [110] S.L. McFadden, L.W. Henselman, and X.Y. Zheng. Sex differences in auditory sensitivity of chinchillas before and after exposure to impulse noise. *Ear Hear*, 20:164–174, 1999.
- [111] H. Meurers. Sport und laermbelaestigung. *Sport und Umwelt*, 41:16–27, 1988.
- [112] M. Murata and H. Sakamoto. A case of high noise sensitivity. *J.Sound.Vibr.*, 186:617–621, 1995.
- [113] G. Namysłowski, G. Trybalska, and K. Morawski. Ocena dynamiki rozwoju uszkodzenia słuchu u górników narażonych na hałas przy użyciu emisji otoakustycznej wywołanej trzaskiem. *Med.Pracy*, 6:621–629, 1997.
- [114] P. Nilsson, J. Grenner, and B. Katbamna. Basic and applied aspects of noise-induced hearing loss. In *Experimental Studies of Impulse Noise.*, pages 393–404, New York, 1986. Salvi, R. Plenum Press.
- [115] R. Nilsson. The effect of rest periods on temporary threshold shift after noise exposure. *J. Sound Vibrat.*, 151:437–440, 1991.
- [116] Polski Komitet Normalizacyjny. Hałas. dopuszczalne wartości hałasu w Środowisku pracy. wymagania dotyczące wykonywania pomiarów. Technical Report PN-N-01307, PKN, Warszawa, 1994.
- [117] J. Oeken, F. W. End Wilke. *Hoer-und Gleichgewichtsorgan*. Sportmedizinische Schriftenreihe, Johann Ambrosius Barth Leipzig, 1969.
- [118] R. Pachigolla and J.T. Vrabec. Assessment of peripheral and central auditory function. Technical report, UTMB Dept.of Otolaryngology, 2000.
- [119] M.S. Park and J.H. Lee. Diagnostic potential of distortion product otoacoustic emissions in severe or profound sensorineural hearing loss. *Acta Oto-Laryng.*, 118:496–500, 1998.
- [120] J.H. Patterson, R.P. Hamernik, and C.E. Hargett. An isohazard function for impulse noise. *J.Acoust.Soc.Am.*, 93:2860–2869, 1993.
- [121] J.R. Patterson. Effects of peak pressure and energy of impulses. *J.Acoust.Soc.Am.*, 90:205–208, 1991.
- [122] K. Pawlas. *Audiometria W Paśmie Powyżej 8 kHz W Profilaktyce Uszkodzeń Słuchu Spowodowanych Przez Hałas Impulsowy*. Instytut Medycyny Pracy i Zdrowia Środowiskowego (rozprawa habilitacyjna), Sosnowiec, 1995.

- [123] K. Pawlas. Uszkodzenie słuchu wywołane hałasem impulsowym. *Med.Pracy*, 1:124–138, 1997.
- [124] K. Pawlas and J. Grzesik. Wpływ przemysłowego hałasu impulsowego i hałasu ciągłego na słuch pracowników. *Proceedings Noise Control*, 92:279–292, Kraków 1992.
- [125] J. Pekkarinen, M. Iki, J.P. Starck, and I. Pyykko. Hearing loss risk from exposure to shooting impulse in workers exposed to occupational noise. *Brit.J.Audiol.*, 27:175–182, 1993.
- [126] Y. Pekkarinen and Y. Starck. Comparison of hearing losses in workers at shipyards and fellers according to individual risk factors. *Gigiena Tr: i Professional. Zabolevanija*, 10:15–18, 1990.
- [127] F. Pfander. Das Verhaltnis der temporaren Schwellenabwanderung (TTS) zur bleibenden. *HNO*, 33:190–193, 1985.
- [128] F. Pfander. Preliminary experience with the impulse noise simulator to identify individuals particularly sensitive to sound. *Scand.Audiol.Suppl.*, 34:87–99, 1991.
- [129] F. Pfander, H. Bongartz, H. Brinkmann, and H. Kietz. Danger of auditory impairment from impulse noise, a comparative study of the CHABA damage-risk criteria and those of the Federal Republic of Germany. *J.Acoust.Soc.Am.*, 67:628–633, 1980.
- [130] D.R. Price and J.T. Kalb. Insights into hazard from intense impulses from mathematical model of the ear. *J.Acoust.Soc.Am.*, 90:219–227, 1991.
- [131] G.R. Price. Implication of the critical level in the ear for assessment of noise hazard at high intensities. *J.Acoust.Soc.Am.*, 56:171–177, 1981.
- [132] G.R. Price. Hazard from intense low-frequency acoustic impulses. *J.Acoust.Soc.Am.*, 80:1076–1086, 1986.
- [133] G.R. Price. Impulse noise as a function of level and spectral distribution. *Basic and Applied Aspects of Noise-Induced Hearing Loss*, R.J.Salvi et al.Plenum Press:379–392, 1986.
- [134] G.R. Price. Modeling the ears response to intense impulses and the development of improved damage risk criteria. In *Hearing Conservation Conference*, pages 93–96, University of Kentucky and NIOSH, 1992. Office of Engineering Services,.

- [135] G.R. Price, H.N. Kim, D.J. Lim, and D. Dunn. Hazard from weapons impulses: Histological and electrophysiological evidence. *J.Acoust.Soc.Am.*, 85:1245–1254, 1989.
- [136] G.R. Price and S. Wansack. Hazard from an intense midrange impulse. *J.Acoust.Soc.Am.*, 86:2185–2191, 1989.
- [137] A. Pruszeicz. *Audiologia Kliniczna*. Wydawnictwo A M, Poznań, 1994.
- [138] I. Pyrkko, H. Aalto, and J. Ylikoski. Does impulse noise induce vestibular disturbances? *Acta Otolaryngol.Suppl.Stockh.*, 468:211–216, 1989.
- [139] C.G. Rice. Human response effects of impulse noise. *J.Sound.Vibrat.*, 190:525–543, 1996.
- [140] M. Roberto, R.P. Hamernik, R.J. Salvi, D. Henderson, and R. Milone. Impact noise and the equal energy hypothesis. *J.Acoust.Soc.Am.*, 77:1514–1520, 1985.
- [141] M. Roberto, F. Zito, and R. Hamernik. Intreazione tra rumore continuo ed impulsivo: Valutazione anatomica funzionale in rapporto al valore energetico dell'esposizione. *Acta.Otorhinolaryngolo.Ital.*, 12:451–459, 1992.
- [142] M. Roberto, F. Zito, R. Hamernik, and B. Ahroon. Contenuto in frequenza nell'intreazione tra rumore continuo ed impulsivo: Valutazione anatomica-funzionale. *Acta.Otorhinolaryngol.Ital.*, 13:387–398, 1993.
- [143] M. Roberto, F. Zito, R.P. Hamernik, D. Henderson, R.J. Salvi, and G. Turrentine. TTS, PTS e rumore impulsivo: Aspetti anatomo-funzionali. *Acta.Otorhinolaryngol.Ital.*, 6:603–611, 1986.
- [144] R. Rylander and B. Lundquist. Annoyance caused by noise from heavy weapon shooting ranges. *J.Sound. Vibrat.*, 192:199–206, 1996.
- [145] Główny Inspektor Sanitarny. Wytoczne Głównego inspektora sanitarnego z dnia 4.01.1985 w sprawie najwyższych dopuszczalnych stężeń i natężeń na stanowiskach pracy. Technical Report Dz.NiM nr 1/85, Warszawa, 1985.
- [146] M.U. Savich. Abatement of noise and vibration in the Canadian mining industry. *Can. Mining J.*, 8:31–38, 1982.
- [147] Y. Sawada. Reproducible increases in blood pressure during intermittent noise exposure: Underlying haemodynamic mechanisms specific to passive coping. *Europ. J. of Appl. Physiol.*, 67:367–374, 1993.

- [148] G.C. Simpson and G.J. Coleman. The development of a procedure to ensure effective auditory warning systems. *Mining Engr.*, 32:511–514, 1988.
- [149] N. Slepecky. Overview of mechanical damage to the inner ear; noise as a tool to probe cochleare function. *Hear.Res.*, 22:307–321, 1986.
- [150] M. Śliwińska Kowalska. *Mechanizmy I Diagnostyka Uszkodzenia Słuchu Spowodowanego Hałasem Przemysłowym - Badania Doświadczalne I Kliniczne*. Instytut Medycyny Pracy (rozprawa habilitacyjna), Łódź, 1994.
- [151] M. Śliwińska Kowalska. Rola badań emisji otoakustycznej wywołanej i produktów zniekształceń nieliniowych w ocenie uszkodzeń słuchu spowodowanych hałasem przemysłowym. *Otolaryng.Pol.*, 3:306–317, 1996.
- [152] M. Śliwińska Kowalska and P. Kotyło. Czy emisja otoakustyczna może być przydatna w diagnostyce różnicowej zawodowych uszkodzeń słuchu. *Med.Pracy*, 6:613–620, 1997.
- [153] L. Solecki. Ocena impulsowo szuma w promyszlennoj kuznicy. *Gig.Truda i Prof.Zabol.*, 12:22–24, 1988.
- [154] L. Solecki. Ocena skutków zawodowej ekspozycji na hałas operatorów ciągników rolniczych w zależności od dawki stażowej. *Med.Pracy*, 6:535–544, 1998.
- [155] Z. Starzyński and W. Szymczak. Zdrowotne skutki chorób zawodowych stwierdzonych w Polsce w latach 1990 i 1994. *Med.Pracy*, 1:3–26, 1998.
- [156] C.H. Strube. Moeglichkeiten zur schalldaemmung beim buechsenschuss auf schiesstaenden. *Dt.Schuetzenztg.*, 27:25–34, 1980.
- [157] Międzynarodowa Unia Strzelecka. *UIT. Ogólne Przepisy Techniczne Dla Wszystkich Konkurencji Strzeleckich*. PZSS, Warszawa, 1997.
- [158] W. Sułkowski. Trwałe przesunięcie progu słyszenia pod wpływem hałasu stałego i impulsowego: badania porównawcze. *Med.Pracy*, 35:365–371, 1984.
- [159] W. Sułkowski, Z. Dzwonnik, C. Andryszek, and A. Lipowczan. Ryzyko zawodowych uszkodzeń słuchu w hałasie ciągłym i impulsowym. *Med.Pracy*, 23:465–479, 1972.
- [160] A.H. Sun, Z.M. Wang, Sz. Xiao, Z.J. Li, D.Y. Lin, Z.F. Liang, Hu Z.Y., G.Y. Wang, and X.T. Ye. Noise-induced hearing loss in iron-deficient rats. *Acta.Ootralyngol.Stockh.*, 111:684–690, 1991.

- [161] G.A. Suvorov, E. Denisov, V.G. Antipin, and W. Kharitonov. Comparison of models for assessing impulse noise and their correlation with loss of hearing in blacksmiths. *Noise and Vibration Bulletin*, 9/10:151–152, 1994.
- [162] G.A. Suvorov, E.I. Denisov, V.G. Antipin, and V.L. Kharitonov. K obosnovani u PDU impul'snogo shuma. *Gig.Tr.Prof.Zabol.*, 11-12:4–7, 1992.
- [163] J. Szabatin. *Podstawy Teorii Sygnałów*. WKiŁ, Warszawa, 2000.
- [164] W. Taylor, B. Lempert, P. Pelmeur, I. Hemstock, and J. Kershaw. Noise levels and hearing thresholds in the drop forging industry. *J.Aoust.Soc.Am.*, 76:807–818, 1984.
- [165] L. Thiery, C. Meyer-Bish, M.T. Steunou, and S.B. Luong. Evaluation epidemiologique dun indicateur de risque auditif dans une population exposee a des bruits patiellement impulsionnels et de niveaux compris entre 87 et 90dB(A). *Archives des maladies professionnelles*, 51:575–585, 1990.
- [166] I.L. Thompson. Gun noise, its nature and effects. *Australian shooters journal*, 20:87–89, 1992.
- [167] S.K. Turner. Noise control in the South Mindlands Area. *Mining Engr.*, 292:289–294, 1986.
- [168] Y. Uchida, H. Nomura, T. Nakashima, F. Ando, N. Nino, and H. Shimokata. The effect of age on hearing and middle ear function. *Journal of Epidemiology*, 10:26–32, 2000.
- [169] W.D. Ward, A.J. Duvall, P.A. Santi, and C. Turner. Total energy and critical-intensity concepts in noise damage. *Ann.Otolaryngol.*, 90:584–590, 1981.
- [170] J. Ylikoski. Acute acoustic trauma in finnish conscripts. etiological factors and characteristics of hearing impairment. *Scand.Audiol.*, 18:161–165, 1989.
- [171] J. Ylikoski, J. Juntunen, E. Matikainen, M. Ylikoski, and M. Olaja. Subclinical vestibular pathology in patients with noise-induced hearing loss from intense impulse noise. *Acta Otolaryngol. Stockh.*, 105:558–563, 1988.
- [172] M.E. Ylikoski. Prolonged exposure to gunfire noise among professional soldiers. *Scand.J.Work.Environ.Health.*, 20:87–92, 1994.
- [173] G.U. Youle. On the theory of correlation for any number of variables, treated by a new system of notation. *Proc. Roy. Soc.*, 79:182–193, 1907.

- [174] T. Zakrzewski. Analiza oceny stopnia szkodliwości i minimalizacji hałasu przemysłowego generowanego w procesie technologicznym przeróbki mechanicznej węgla kamiennego. *Mechaniz. i Automatyż. Gór.*, 2:6–13, 1994.
- [175] P. Zalewski and W. Konopka. Hałas a narząd słuchu. *Nowa Medycyna*, 7:27–31, 1996.
- [176] J. Zarzycki. *Nonlinear Least-Squares Prediction Filters for Higher-Order Stochastic Sequences*, volume 73 of *Lecture Notes in Control and Information Sciences*. Springer-Verlag, Boston/Heidelberg/NY/Tokyo, 1985.
- [177] J. Zarzycki. *Nonlinear Prediction and Stochastic Modelling of Higher-Order Random Signals*, volume 24 of *Monographs (in polish)*. Wrocław Univ. Techn., Wrocław, 1986.
- [178] J. Zarzycki. Applications of DSP: The last decade and future trends, (invited paper). In *Proc. XVI National Conf. on Circuit Theory and Electronic Circuits*, Kołobrzeg, 1993.
- [179] J. Zarzycki. Nonlinear low-complexity orthogonal models of systems. *Bulletin of The Polish Academy of Sciences*, (3), 1995.
- [180] J. Zarzycki. *Ortogonalna filtracja cyfrowa sygnałów losowych*. Układy i systemy elektroniczne. WNT, Warszawa, 1998.
- [181] J. Zarzycki and Szymbor J. Staircase parametrization of higher-order statistics and orthogonal nonlinear system approximation. *Bulletin of The Polish Academy of Sciences*, (1), 1994.
- [182] J. Zarzycki and Dewilde P. The nonlinear nonstationary Schur algorithm. In M. Verhaegen, editor, *Proc. Workshop on Advanced Algorithms and Their Realizations*, page V3, Chateaux de Bonas, 1991. Delft Univ. Techn.
- [183] X.Y. Zheng, S.L. McFadden, D.L. Ding, and D. Henderson. Cochlear efferentation and impulse noise induced acoustic trauma in the chinchilla. *Hear Res.*, 144:187–195, 2000.