T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

GASTROINTESTINAL AKTİVİTENİN ÇOKLU ALGILAYICI DİZİSİ KULLANILARAK ANALİZİ ve HARİTALANMASI

Halil GÜVENÇ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

ŞUBAT 2024

ANTALYA

T.C.

AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ

GASTROINTESTINAL AKTİVİTENİN ÇOKLU ALGILAYICI DİZİSİ KULLANILARAK ANALİZİ ve HARİTALANMASI

Halil GÜVENÇ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

ŞUBAT 2024

ANTALYA

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GASTROINTESTINAL AKTİVİTENİN ÇOKLU ALGILAYICI DİZİSİ KULLANILARAK ANALİZİ ve HARİTALANMASI

Halil GÜVENÇ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon birimi tarafından FBA-2020-5381 nolu proje ile desteklenmiştir.

ŞUBAT 2024

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

GASTROINTESTINAL AKTİVİTENİN ÇOKLU ALGILAYICI DİZİSİ KULLANILARAK ANALİZİ ve HARİTALANMASI

Halil GÜVENÇ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ

Bu tez 22/02/2024 tarihinde jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Ümit Deniz ULUŞAR (Danışman)
Prof. Dr. Şükrü ÖZEN
Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK
Doç. Dr. Volkan TUNALI
Dr. Öğr. Üyesi Gürkan BİLGİN

ÖZET

GASTROINTESTINAL AKTİVİTENİN ÇOKLU ALGILAYICI DİZİSİ KULLANILARAK ANALİZİ ve HARİTALANMASI

Halil GÜVENÇ

Doktora Tezi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ümit Deniz ULUŞAR

Şubat 2024; 89 sayfa

Karın bölgesi (abdominal bölge) ameliyatları sonrasında hastaların erken (postoperatif) dönemde bağırsak bölgesindeki hipoaktif, normoaktif, hiperaktif hareketlilikler ile tıkanıklık, ishal gibi durumların teşhisi için bağırsak aktivitesi, sıklığı ve yerinin tespit edilmesi gerekmektedir. Mevcut yöntemlerle bağırsak aktivitesinin ve tıkanıklığının tespiti, radyolojik ilaçlarla gerçekleştirilmektedir. Benzer şekilde ameliyat sonrası bağırsak aktivitesinin tekrar başlamasının tespiti, hastaların oral beslemeye erken başlanmasına, erken beslenme de, taburcu olma zamanının ve hastane yatış süresinin kısalmasına katkıda bulunmaktadır. Bağırsak hareketliliğinin daha erken, zararsız ve pratik tespiti için birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda genellikle tek mikrofon ile, dinleme yoluyla elde edilen ses verisi kullanılmaktadır. Bağırsak aktivitesinin karakteristiği ve yapısı gereği geniş bir bölgede ortaya çıkması nedeniyle aktivite tespitinde tek sensör kullanımı sınırlı sonuçları beraberinde getirmektedir. Bu çalışmada ise, bağırsak aktivitesinin gerçekleştiği bölgeyi (quadrant) kapsayacak şekilde 16,5x11 cm^2 alanı kapsayan dikdörtgenin köşelerine yerleştirilmiş 4 adet algılayıcı mikrofon ve tam orta noktaya ters konumlandırılmış 1 adet çevresel gürültü mikrofonu içeren iki boyutlu bir algılayıcı dizisi tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan donanım kullanılarak algılanan 4 kanallı bağırsak sesleri (BS), sessiz dönemler ve istenmeyen frekans aralıklarının izole edildiği önişleme adımları, çevresel gürültü mikrofonunu kullanarak adaptif filtreleme ve kayan pencere kısa zamanlı enerji seviyelerine göre eşikleme ve çok kanallı çapraz doğrulama adımlarından geçirilerek elde dilmiştir. Akustik konumlandırma adımında ise, çok kanallı veri faz dönüşümü ile yönlendirilmiş tepki gücü ve stokastik bölge daralması yöntemi ile BS konumları tespit edilmiştir. Deneysel çalışmalarsa, BS'nin matematiksel modelinden elde edilen sentetik ses dosyaları, 35 farklı konumdan, 10 kHz ve 44 kHz örnekleme frekanslarında donanıma dinletilmiştir. Her konumdaki BS tanıma oranları hesaplanmış, tespit edilen BS çerçevelerinin orijinal sinyal üzerindeki izdüşümlerinden yararlanarak Kartezyen koordinatlardaki BS konumları bulunmuş ve 2 boyutlu BS haritası elde edilmiştir.

ANAHTAR KELİMELER: Akustik haritalama, BS tespiti, Çok kanallı sensör dizisi, NI-DAQ

JÜRİ: Prof. Dr. Ümit Deniz ULUŞAR

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Doç. Dr. Volkan TUNALI

Dr. Öğr. Üyesi Gürkan BİLGİN

ABSTRACT

ANALYSIS AND MAPPING OF GASTROINTESTINAL ACTIVITY USING MULTI-SENSOR ARRAY

HALİL GÜVENÇ

PhD Thesis in Electrical-Electronic Engineering Department

Supervisor: Prof. Dr. Ümit Deniz ULUŞAR

February 2024; 89 pages

Intestinal activity, frequency and location must be determined in order to diagnose conditions such as hypoactive, normoactive and hyperactive motility in the intestinal region, as well as obstruction and diarrhea, in the early (postoperative) period after abdominal region surgeries. With current methods, detection of intestinal activity and obstruction is carried out with radiological drugs. Similarly, detecting the resumption of intestinal activity after surgery helps patients start oral feeding early, and early feeding contributes to the shortening of discharge time and hospital stay. Many studies have been carried out for earlier, harmless, and practical detection of intestinal motility. In these studies, sound data obtained by listening with a single microphone is generally used. Due to the characteristics and structure of intestinal activity and its occurrence in a wide area, the use of a single sensor in activity detection brings limited results. In this study, a two-dimensional sensor array was designed, including 4 microphones placed at the corners of the rectangle covering an area of 16.5x11 cm^2 and 1 environmental noise microphone positioned opposite to the middle point, to cover the quadrant where intestinal activity occurs. 4-channel bowel sounds (BS) detected using the designed hardware were obtained through pre-processing steps where silent periods and unwanted frequency ranges are isolated, adaptive filtering using the environmental noise microphone, thresholding according to sliding window short-term energy levels and multi-channel cross-validation steps. In the acoustic positioning step, BS positions were determined by multi-channel data phase transformation, directed response power and stochastic region contraction method. In experimental studies, synthetic sound files obtained from the mathematical model of BS were played to the hardware from 35 different locations at 10 kHz and 44 kHz sampling frequencies. BS recognition rates at each location were calculated, BS positions in Cartesian coordinates were found by using the projections of the detected BS frames on the original signal, and 2-dimensional BS map was obtained.

KEYWORDS: Acoustic mapping, Bowel sound detection, Multi-channel sensor array, NI-DAQ

COMMITTEE: Prof. Dr. Ümit Deniz ULUŞAR

Prof. Dr. Şükrü ÖZEN

Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Assoc. Prof. Dr. Volkan TUNALI

Dr. Lecturer Gürkan BİLGİN

ÖNSÖZ

Bu tez Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon birimi tarafından FBA-2020-5381 nolu proje ile desteklenmiştir. Tez çalışmasının hazırlanması sırasında, başta tez danışmanım Prof. Dr. Ümit Deniz ULUŞAR olmak üzere, destekleri ve değerli yönlendirmeleriyle ışık tutan değerli hocalarım Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK ve Doç. Dr. Volkan TUNALI'ya, bana her zaman destek veren sevgili eşime, kızıma, aileme ve değerli arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

Tezin literatür taraması boyunca, bağırsak sesi (BS) dinlemesi yapılan ilk çalışmadan, en güncel çalışmaya varıncaya kadar neredeyse tüm kaynaklar taranmış, tek mikrofonla yapılan çalışmalarda ortaya çıkan eksiklikler, yıllar içinde BS tespitiyle ilgili geliştirilen yeni teknikler ve son yıllardaki çok mikrofonlu tespit çalışmaları incelenmiştir.

Bu tez çalışmasının ana motivasyonu, abdominal aktiviteyi tespit etmenin ötesinde, ultrasonagrafi benzeri bir haritalama/görüntüleme tekniği sunarak, BS'nin konumunu belirlemek ve tıbba yeni bir yardımcı teknik sunabilmektir.

İÇİNDEKİLER

ÖZET i
ABSTRACT iii
AKADEMİK BEYAN viii
SİMGELER VE KISALTMALAR ix
ŞEKİLLER DİZİNİ xiii
ÇİZELGELER DİZİNİ xvii
1. GİRİŞ 1
2. KAYNAK TARAMASI 3
2.1. Literatür Özeti 3
2.2. BS Konumlandırma Çalışmaları 14
2.3. BS Sinyal İşleme Yöntemleri 17
2.3.1. Fourier dönüşümü 19
2.3.2. Güç spektral yoğunluğu 19
2.3.3. Dalgacık dönüşümü 19
2.3.4. Sinyal filtreleme 20
2.3.5. Hilbert dönüşümü 21
2.3.6. Spektral merkez, spektral düzlük, bant gücü 21
2.3.7. Zaman boyutu öznitelikleri 21
2.3.8. Ortalama güç 21
2.3.9. Dinamik aralık 22
2.3.10. Sessiz periyot, tepe geçiş ölçüsü, tepe sayısı, örnek sayısı 22
2.4. Öznitelik Çıkarımı ve Seçimi 22
2.4.1. Örüntü tanıma ve sınıflandırma 23
2.4.2. Genel bir sınıflandırma sistemi 23
2.4.3. Uzun süreli BS izleme 24
2.4.4. BS öznitelikleri 24
2.5. Akustik Konumlandırma Yöntemleri 26
2.5.1. Hüzmeleme (BF) yöntemleri 26
2.5.2. Gecikme ve toplam hüzme oluşturucu 29
2.5.3. Minimum varyans distorsiyonsuz hüzme oluşturucu 29
2.5.4. Capon hüzme oluşturucu 30
2.5.5. Frekans alanı hüzmeleme yöntemleri 30

2.5.6. Korelasyon yaklaşımı hüzmeleme yöntemleri 30
2.5.7. Akustik dizi tasarımı 30
3. MATERYAL VE METOT 32
3.1. BS Tespitinde Çoklu Algılayıcı Kullanımı 32
3.2. BS Sinyal Modeli 32
3.3. BS Ses Dosyaları 33
3.4. BS Tespit Yöntemi 34
3.4.1. Önişleme ve filtreleme 34
3.4.2. Sinyali enerji seviyelerine göre bölümlere ayırma 35
3.4.3. Çok kanallı çapraz doğrulama 36
3.4.4. BS öznitelik doğrulamaları 38
3.5. Yönlendirilmiş Tepki Gücü-Faz Dönüşümü (SRP-PHAT) Akustik Konumlandırma Yöntemi 39
3.6. Yöntemin Özeti 42
3.7. Tasarım 42
3.8. Kablosuz BS Kayıt Ara yüzü 45
4. BULGULAR 47
4.1. BS Tespit Sonuçları 47
4.2. BS Konumlandırma Sonuçları 49
4.3. 10 kHz Deneyleri 51
4.4. 44 kHz Deneyleri 53
5. TARTIŞMA 56
6. SONUÇLAR 60
7. KAYNAKLAR 63
8. EKLER 72
8.1. 10 kHz BS Konumlandırma Haritaları 72
8.2. 44 kHz BS Konumlandırma Haritaları 80
ÖZGEÇMİŞ

AKADEMİK BEYAN

Doktora Tezi olarak sunduğum "GASTROINTESTINAL AKTİVİTENİN ÇOKLU ALGILAYICI DİZİSİ KULLANILARAK ANALİZİ ve HARİTALANMASI" adlı bu çalışmanın, akademik kurallar ve etik değerlere uygun olarak yazıldığını belirtir, bu tez çalışmasında bana ait olmayan tüm bilgilerin kaynağını gösterdiğimi beyan ederim.

22 / 02 / 2024

Halil GÜVENÇ

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

$P_n(\hat{x})$: Yönlendirilmiş güç vektörü

$\hat{x}_s^n(k)$: Kaynak için konum tahmini

$\Psi_{kl}(\omega)$: Faz bileşeni

S_{xx} : Güç spektral yoğunluğu

$z(t)$: Hilbert zarfı

P_{av} : Ortalama güç

$P_{BS}(t)$: BS sinyal modeli

P_k : Kovaryans matrisi

Kısaltmalar

ADC : Analog dijital çevirici

AGF : Alçak geçiren filtre

AIMAS: Otonom bağırsak hareketliliği analiz sistemi

AL : Akustik konumlandırma

ANN : Yapay sinir ağı

ARMA: Otoregresif hareketli ortalama

ASFC : BS'nin iyi sınıflandırması

BF : Hüzmeleme

BGF : Bant geçiren filtre

BPNN : Geri yayılma sinir ağı

BS : Bağırsak sesi

BSMM: BS büyüklüğü haritası

CFT : Sürekli fourier dönüşümü

CTT : Kolon geçiş süresi

D&S : Gecikme ve toplama

DFT : Ayrık fourier dönüşümü

DOA : Varış yönü

DR : Dinamik aralık

ECM : Elektret mikrofon

eCTT : Tahmini kolon geçiş süresi

FD : Fraktal boyut

FFT : Hızlı fourier dönüşümü

GIM : Karın bölgesi hareketliliği

HES : Çok modlu hibrit uzman sistemler

HOC :Yüksek dereceli geçişler

HOS : Yüksek dereceli istatistikler

HT : Hilbert dönüşümü

IBS : Irritable bağırsak sendromu

ICA : Bağımsız bileşen analizi

IKD : Uyarlamalı kurtoz dedektörü

IMF-FD: İç mod fonksiyon-fraktal boyut

IOTM : Sağlık sektöründe nesnelerin interneti

KD : Kurtoz boyutu

KNN : K-en yakın komşu

LDA : Lineer ayırma analizi

LLQ : Sol alt abdominal bölge

LMS : En küçük ortalama kareler

LOOCV: Bir tanesini dışarıda bırakarak çapraz doğrulama

LTI : Doğrusal zamanla değişmeyen

LUQ : Sol üst abdominal bölge

MB : Çoklu BS

MEMD: Çok değişkenli ampirik mod ayrışması

MEMS: Mikroelektro-mekanik sistemler

MFCC : Mel frekansı kepstral katsayıları

MI : Motilite indeksi

mIKD :Modifiye iteratif kurtoz dedektörü

MMC : Geçiş motor kompleksi

MSE : Ortalama karesel hata

MSL : Maksimum yan lob düzeyleri

MSR : Ana lob-yan lob oranı

MVDR: Minimum varyans distorsiyonsuz tepki

NPindex: Tepe sayısı indeksi

OCTT : Oral kolon geçiş süresi

PCA : Ana bileşen analizi

PHAT : Faz dönüşümü

POI : Postoperatif ileus

PSD : Güç spektral yoğunluğu

PSF : Nokta yayılma fonksiyonu

PTM : Tepe geçiş ölçüsü

QP : Sessiz periyot

RBF : Radyal temelli fonksiyon

RLQ : Sağ alt abdominal bölge

RLS : Yinelemeli en küçük kareler

RMS : Karekök ortalama

RMSE : Karekök ortalama hata

RUQ : Sağ üst abdominal bölge

SB : Tekil BS

SBO : Mekanik ince bağırsak tıkanıklığının

SI : Ses indeksi

SL : Kaynak konumlandırma

SLD : Mekânsal ses ısı görüntüleri

SNR : Sinyal gürültü oranı

SP : Sessiz dönem

SPindex: Sessizlik dönem indeksi

SRC : Stokastik bölge daralması

SRP : Yönlendirilmiş tepki gücü

SRP-PHAT: Yönlendirilmiş tepki gücü-Faz dönüşümü

STE : Kısa süreli enerji

STFT : Kısa süreli fourier dönüşümü

STPDA: Mekânsal-zamansal desen dağılımı analizi

SVA : Yüzey titreşim analizi

SVM : Destek vektör makineleri

TDOA : Varış zamanı farkı

TPDA :Zaman deseni dağılımı analizi

TSGHD: Zaman Serisi Gauss Hamming mesafe ölçümleri

WDWF: Dalgacık dönüşümü wiener filtresi

WT : Dalgacık dönüşümü

WTST-NST : Durağan-durağan olmayan dalgacık dönüşümü

YGF : Yüksek geçiren filtre

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. BS analizinde kullanılmış ön işleme yöntemleri, filtreleme, gürültü giderme, normalizasyon, veri azaltma 17

Şekil 2.2. BS analizinde kullanılmış öznitelik çıkarma yöntemleri 17

Şekil 2.3. Genel sinyal işleme adımları ve veri boyutu ilişkisi 18

Şekil 2.4. BF yöntemlerinin mercek modeliyle açıklanması 27

Şekil 2.5. Gecikme ve toplam hüzme oluşturucu (D&S BF) 29

Şekil 3.1. Tekil BS sinyal modeli 32

Şekil 3.2. Tekil modelden oluşturulan sentetik BS sinyali 33

Şekil 3.3. BGF ile filtreleme 34

Şekil 3.4. RLS adaptif filtreleme 35

Şekil 3.5. STE ile sinyalin yüksek enerjili kısımları (5 kanal için) 36

Şekil 3.6. a) Çok kanallı çapraz doğrulama adımları **b)** Algılayıcı mikrofonlardan birinin çok kanallı çapraz doğrulama öncesi ve sonrası görüntüsü **c)** Tespit edilen bir BS (kırmızı) ve gürültü (mavi) 38

Şekil 3.7. (0,0 5,5) noktasındaki kaynaktan gelen 30 BS içeren kaydın, önceki bölümde anlatılan yöntemle tespit edilmesi (Kırmızı noktalar) ve SRP-PHAT algoritmasıyla BS'nin konumlandırılması 41

Şekil 3.8. Yöntemin adımları 42

Şekil 3.9. Araştırılan mikrofon türleri 43

Şekil 3.10. NI-DAQ 9191 ve NI 9205 16 bit ADC 43

Şekil 3.11. RUQ, LUQ, RLQ, LLQ bölgelerine göre mikrofon yerleşim düzeni 44

Şekil 3.12. Oluşturulan tasarım 44

Şekil 3.13. Karın bölgesi modeli 45

Şekil 3.14. a) PC ve donanım bağlantı ara yüzü; **b)** Matlab analog kayıt ekranı 46

Şekil 4.1. BS doğrulama ızgarası 49

Şekil 4.2. Konumlandırma hata değerleri (RMSE) 51

Şekil 4.3. a) x ekseni konumlandırma hatası; **b)** y ekseni konumlandırma hatası 52

Şekil 4.4. 10 kHz örnekleme frekansında (0,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma 53

Şekil 4.5. Konumlandırma hata değerleri (RMSE) 54

Şekil 4.6. a) x ekseni konumlandırma hatası; **b)** y ekseni konumlandırma hatası..... 55

Şekil 4.7. 44 kHz örnekleme frekansında (0,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma ... 55

Şekil 8.1. a) (0,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (0,00 2,75) pozisyonunda konumlandırma 72

Şekil 8.2. a) (0,00 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (0,00 8,25) pozisyonunda konumlandırma 72

Şekil 8.3. a) (0,00 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 0,00) pozisyonunda konumlandırma 73

Şekil 8.4. a) (2,75 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 5,50) pozisyonunda konumlandırma 73

Şekil 8.5. a) (2,75 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 11,00) pozisyonunda konumlandırma 74

Şekil 8.6. a) (5,50 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (5,50 2,75) pozisyonunda konumlandırma 74

Şekil 8.7. a) (5,50 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (5,50 8,25) pozisyonunda konumlandırma 75

Şekil 8.8. a) (5,50 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 0,00) pozisyonunda konumlandırma 75

Şekil 8.9. a) (8,25 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 5,50) pozisyonunda konumlandırma 76

Şekil 8.10. a) (8,25 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 11,00) pozisyonunda konumlandırma 76

Şekil 8.11. a) (11,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (11,00 2,75) pozisyonunda konumlandırma 77

Şekil 8.12. a) (11,00 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (11,00 8,25) pozisyonunda konumlandırma pozisyonunda konumlandırma..... 77

Şekil 8.13. a) (11,00 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 0,00) pozisyonunda konumlandırma 78

Şekil 8.14. a) (13,75 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 5,50) pozisyonunda konumlandırma 78

Şekil 8.15. a) (13,75 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 11,00) pozisyonunda konumlandırma 79

Şekil 8.16. a) (16,50 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (16,50 2,75) pozisyonunda konumlandırma 79

Şekil 8.17. a) (16,50 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (16,50 8,25) pozisyonunda konumlandırma 80

Şekil 8.18. (16,50 11,00) pozisyonunda konumlandırma 80

Şekil 8.19. a) (0,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (0,00 2,75) pozisyonunda konumlandırma 81

Şekil 8.20. a) (0,00 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (0,00 8,25) pozisyonunda konumlandırma 81

Şekil 8.21. a) (0,00 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 0,00) pozisyonunda konumlandırma 82

Şekil 8.22. a) (2,75 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 5,50) pozisyonunda konumlandırma 82

Şekil 8.23. a) (2,75 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 11,00) pozisyonunda konumlandırma 83

Şekil 8.24. a) (5,50 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (5,50 2,75) pozisyonunda konumlandırma 83

Şekil 8.25. a) (5,50 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (5,50 8,25) pozisyonunda konumlandırma 84

Şekil 8.26. a) (5,50 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 0,00) pozisyonunda konumlandırma 84

Şekil 8.27. a) (8,25 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 5,50) pozisyonunda konumlandırma 85

Şekil 8.28. a) (8,25 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 11,00) pozisyonunda konumlandırma 85

Şekil 8.29. a) (11,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (11,00 2,75) pozisyonunda konumlandırma 86

Şekil 8.30. a) (11,00 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (11,00 8,25) pozisyonunda konumlandırma pozisyonunda konumlandırma 86

Şekil 8.31. a) (11,00 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 0,00) pozisyonunda konumlandırma 87

Şekil 8.32. a) (13,75 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 5,50) pozisyonunda konumlandırma 87

Şekil 8.33. a) (13,75 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 11,00) pozisyonunda konumlandırma 88

Şekil 8.34. a) (16,50 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (16,50 2,75) pozisyonunda konumlandırma 88

Şekil 8.35. a) (16,50 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (16,50 8,25) pozisyonunda konumlandırma 89

Şekil 8.36. (16,50 11,00) pozisyonunda konumlandırma 89

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1. BS türleri ve bazı öznitelikleri (Dimoulas vd. 2008)..... 25

Çizelge 4.1. BS sınıflandırma sonuçları (10 kHz)..... 47

Çizelge 4.2. BS sınıflandırma sonuçları (44 kHz)..... 48

Çizelge 4.3. BS konumlandırma testleri için kaynak pozisyonları..... 50

Çizelge 5.1. Konumlandırma hataları ve 44 kHz'de hata düzelme oranları..... 57

Çizelge 5.2. Konumlandırma hatasının Dimoulas (2016) ile karşılaştırılması..... 58

1. GİRİŞ

En eski fizyolojik araştırma yöntemlerinden biri karın bölgesi (abdominal bölge) seslerinin dinlenmesi ve yorumlanmasıdır (Ranta vd. 2010). Hipokrat'tan (M.Ö. 460–380) çok önce, öğrencilere nefes seslerini dinlemenin öneminin öğretildiği, yararlılığına atıfta bulunan birçok eser Ebers papirüslerinde (M.Ö. 1500) ve Hindu Vedalarda (M.Ö. 1500–1200) ortaya çıkmıştır (Markel, 2006). 19. yüzyılın başlarına kadar, doktorların, hasta muayenelerinde toplanan verileri, otopsi masasında yapılan araştırmalar ile ilişkilendirerek hem nefes hem de kalp seslerinin kesin klinik anlamlarını sistematik bir şekilde keşfetmeye başladıkları gözlenmemiştir.

Karın-gövde bölgesinde oluşan akciğer, kalp, mide, göğüs kaslarından kaynaklı seslerin yanı sıra, özellikle sindirim sırasında ince ve kalın bağırsak aktivitesinden (peristalsis) kaynaklanan bağırsak sesleri (BS) önemli araştırma konularından biridir. Peristalsis, düz kasların dairesel veya uzunlamasına büzülmesinden ve kas tonusundaki değişimlerden oluşur. Oluşan bu aktivite sırasında, bağırsak içeriğindeki katı, sıvı ve gazların itilmesi ve sıkışması nedeniyle, karın yüzeyinde mikro titreşim seviyesinden duyulabilecek düzeylere kadar değişebilen BS'leri meydana gelir.

Bağırsak aktivitesinin esas olarak, vajus ve hipogastrik sinirler ve omurilikle bağırsak duvarı arasında karmaşık bir şekilde bağlanan "nervi erigentes" sinirleri tarafından kontrol edildiği bilinmektedir (Lynch vd. 2001). Bağırsak aktivitesi, radyolojik ilaçlarla 4-7 gün arasında kesin olarak tespit edilebilmektedir (Metcalf vd. 1987). Bağırsak aktivitesinin erken tespiti taburcu olma zamanının belirlenmesinde anahtar rol oynamaktadır. Yapılan bir çok klinik çalışma, erken oral beslenmenin güvenli olduğunu ve gerçekte geleneksel, uzun zamandır kabul edilen gecikmiş oral alım uygulamasından daha üstün olduğunu göstermiştir (Windsor vd. 1998; Dimoulas vd. 2007). Bağırsak aktivitesinin erken tespiti hastaların erken oral beslenme zamanının belirlenmesine, erken beslenme ise taburcu olma zamanının ve hastane yatış süresinin kısalmasına katkıda bulunmaktadır (Schroeder vd. 1991).

Günümüzde bağırsak faaliyetlerinin tespiti için çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. X-ışınları ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ile çalışan Barr ve Blethyn skorları ve kolon geçiş süresi (CTT) gibi radyolojik skorlama yöntemleri bağırsak aktivitesi değerlendirmesinde kullanılan yöntemlerden bazılarıdır (Metcalf vd. 1987). Bu testlerin uzun sürmesi, hastanın radyoaktiviteye maruz kalması, pahalı radyolojik aletlere ihtiyaç duyulması, araştırmacıları bağırsak aktivitesini farklı bir yöntemle tespit etmeye yönlendirmiştir. Bu sebeple ilk çalışmalardan itibaren bağırsak aktivitesi tespitinde BS tespiti yapılmaya ve doğruluğu arttırılmaya çalışılmıştır. Son yıllarda ise, çoklu mikrofon ile BS'lerinin yerinin ve konumunun tespit edilebilmesi için araştırmalar yapılmaktadır.

Bu çalışmada, BS tespitinin ötesinde, yeni bir tıbbi araç olarak uzmanların teşhis ve tedavi olanaklarına katkıda bulunabilecek Gastrointestinal bölgede oluşan BS'nin konumunun tespit edilmesi ve haritalanmasına odaklanılmıştır. Bu motivasyonla, BS

sinyal işleme, algılayıcılar, tasarımlar, tespit ve konumlandırma yöntemleri konularında ayrıntılı bir literatür taraması yapılmış, bağırsak bölgesinin tamamını kapsayacak biçimde (quadrant bazlı) 4 algılayıcı mikrofon ve 1 çevresel gürültü mikrofonundan oluşan donanım tasarlanmıştır. BS'nin matematiksel modelinden oluşturulan ses dizisinden yararlanarak gürültülü kayıtlardan BS tespiti yapılmış, tespit edilen BS'lerin konumları çoklu algılayıcı ilişkilerinden ve konumlandırma algoritmalarından yararlanarak bulunarak 2 boyutlu ses haritası çıkartılmış, elde edilen bulgular ve sonuçlar analiz edilerek tartışılmış ve önceki çalışmalarla kıyaslanmıştır. Çalışmada, tasarlanan donanım, uygulanan yöntemler ve bulunan sonuçların BS görüntüleme ve konumlandırma araştırmalarına güncel ve özgün katkılar sağlayacağı düşünülmektedir.

2. KAYNAK TARAMASI

2.1. Literatür Özeti

Sinyallerin zaman boyutu analizi yoğun olarak araştırılan konulardan biridir. Bu araştırmaların altında yatan temel varsayım, sinyale ait özelliklerin sabit ya da zaman-değişken durağan olduğu yönündedir. Durağanlık, sinyalin varyansı ve ortalamasının zamandan bağımsız olması anlamına gelir. Sabit varyanslı bir sinyalin ortalamasında meydana gelen değişiklik, ya da sabit ortalamalı bir sinyalin varyansında oluşan değişiklikler de durağan olmayan ani değişiklik sınıfına girerler. Sinyalde hızlı dalgalanmalar olduğunda izleme performanslarını iyileştirmek için algoritmanın iyi tasarlanmış özniteliklere ihtiyacı vardır (Basseville ve Nikiforov 1993). Birçok tespit problemi, statik veya dinamik rassal (stokastik) bir sistemin parametrelerindeki bir değişikliği tespit etme problemi olarak tanımlanır. Durağan olmayan sinyal örneklerinden biri olan Biyomedikal sinyaller; Biyoelektrik sinyal, Bioempedans Sinyaller, Biyoakustik Sinyaller, Biyomanyetik Sinyaller, Biyomekanik Sinyaller, Biyokimyasal Sinyaller, Biyooptik Sinyaller olarak sınıflandırılabilir (Bronzino 1999). BS karın bölgesi-bağırsak hastalıklarının tanısına yardımcı bir araç olarak kullanılabilen, ağır ameliyat sonrası hastanın durumu, sindirim aktivitesi, bağırsak hareketliliği ve bağırsak çalışma hızının tespitinde yararlanılan ağrısız ve ucuz olarak elde edilebilen önemli bir parametredir. BS'nin sürekli izlenmesi, karın bölgesi ses haritasının çıkarılması da son yıllarda daha fazla araştırmaya konu olmuş, ağrılı ve pahalı tespit yöntemlerinin yerine tercih edilebilecek bir yöntem haline gelmiştir.

1900'lü yılların başından itibaren Cannon (1905)'un basit bir steteskopla karın bölgesi seslerinin sayısını kaydettiği öncü çalışmalarıyla başlayan BS araştırma süreci, birkaç tıbbi akustik araştırmadan (Georgoulis 1967; Watson ve Knox 1967) sonra, Dalle vd.(1975)'nin kayıtları bilgisayar ortamına aktarmasıyla yeni bir boyut kazanmıştır. Aynı yıl, Vasseur vd. (1975), yemek yemenin abdominal (Karın bölgesi) sesler üzerindeki etkisini analiz ederken, Arnbjörnsson (1986), bağırsak aktivitesinin, tıkanmış hastalarda normal deneklere kıyasla azalan frekans ve hareketlilik indeksini oluşturduğunu belirlemiştir. Vantrappen vd. (1986), karın gölgesi hareketlilik bozukluklarının sınıflandırılması için bu bölgelerde alınan sesleri karşılaştırmışlar ve bağırsak kontraktil aktivitesinin periyodik olarak düzenli ve düzensiz kasılmalar döngüsünde tekrarlandığını bildirmişlerdir. Moore vd. (1989) yaptıkları tıbbi araştırmada, peristalsis'in sindirim sisteminin yeteneğini gösterdiğini ve besinlerin sindirimi için gerekli olduğunu ifade etmişlerdir. (Yoshino vd. 1990), fiziksel bağırsak tıkanıklığı olan 21 hastadan alınan bağırsak seslerini güç spektral yoğunluklarına (histogramlarına) göre sınıflara ayırarak, normal bir BS'nin 200-500 Hz frekans aralığında olduğunu, bununla birlikte, bağırsak tıkanıklığı olan hastalarda frekansın daha yüksek (>900 Hz) olabileceğini kaydetmişlerdir. Bu nedenle, BS sinyal analizinin, hastaların tanı ve tedavi sürecinde yardımcı araç olarak kullanılabileceği, objektif karar vermede başvurulabilecek bir araç olabileceği öngörmüşlerdir. 1997 yılında (Mansy ve Sandler 1997), hastalık teşhisinde

kullanılabilecek bilgiler elde etmek için farelerin karın bölgesine yerleştirdikleri elektret mikrofonla (ECM) karın seslerini elde ettiler. Fakat sinyalin zaman özelliklerini incelediğinde zamanla değişen özelliklere sahip kalp, kas ve hareket kaynaklı başka girişimlerin olduğunu fark ettiler. (Windsor vd. 1998), ameliyat sonrası aç kalma periyodu uygulanan hastaların bağırsak hareketliliğini kazandıktan sonra ağız yoluyla beslenmelerinin iyileşme sürecini kısalttığı kanısına vardılar. (Hadjileontiadis ve Panas, 1998), veri tabanlarından alınan kesintili akciğer sesleri ve patlayıcı bağırsak seslerini analiz etmiştir. (Hadjileontiadis vd. 1999), 1999'da ise BS karakterini ortaya çıkarmak için yüksek dereceli geçişlere (HOC) ve Wavelet dönüşüm durağan-durağan olmayan (WTST-NST) filtreye dayalı yeni bir yöntem sunmuşlardır. Deneysel sonuçlar, tekniğin sadece BS tarafından sağlanan bilgileri kullanarak bağırsak patolojilerini ayırmada kullanılabileceğini işaret etmektedir.

Bağırsak aktivitesini gösteren ses/hareketlilik indeksi, ses aralıkları, olay sayısı vb. ilişkilerini, bilgisayar destekli inceleyen çalışmalar (Tomomasa vd. 1999), (Craine vd. 1999)'da yapılmıştır. (Mansy ve Sandler, 2000), ince bağırsak tıkanıklığının tespiti için BS kayıtlarındaki farklılıkları analiz etmişlerdir. Sağlıklı ve ince bağırsak tıkanıklığı olan farelerden alınan BS örneklerini karşılaştırdıklarında, hasta olan farelerin daha kısa süreli BS ürettikleri sonucuna ulaşmışlardır. (Hadjileontiadis vd. 2000), uyarlamalı WTST-NST filtreleme ile iyi eşikleme şartlarını birleştiren bir otomatik BS çıkarım yöntemi geliştirmişlerdir. Çalışmada, WTST-NST filtresinin, gürültü ayrıştırma ve BS morfolojisinin geliştirilmesi için çok etkili bir araç olduğu gösterilmiştir. Normal deneklerin yanında, bağırsak aktivite bozukluğu olan hastaların analizinden elde edilen deney sonuçlarının niceliksel ve niteliksel analizi, güvenilir ve sağlam bir performans göstermektedir.

Genellikle birbirine karıştırılan, Crohn hastalığı ve irritabl bağırsak sendromu (İshal), tanıların ayırt edilmesinde bilgisayarlı dinlemenin (açlık enterotakogram analizi) bir rolü olup olmayacağını belirlemek için bir çalışma yapılmıştır (Craine vd. 2001). Bağırsak bozukluğu olan hastalardan alınan klinik dinleme kayıtlarından patlayıcı karakterli ince bağırsak-LS ve BS tespiti amacıyla, zaman konumu ve sesin süresini tespit edebilen, fraktal boyut (FD) analizine dayalı yeni bir teknik geliştirilmiştir (Hadjileontiadis ve Rekanos 2003a). Çalışmada, BS, arka plan ses gürültüsüne bindirilmiş, kısa süreli ve patlayıcı karakterli durağan olmayan sinyaller olarak tanımlanmıştır. (2003b)'deki çalışmalarında ise, patlayıcı karakterli BS'nin gürültüden arındırılması ve ortaya çıkarılması için Kurtoz tabanlı gürültü filtreleme çalışması yapmışlardır. Kurtoz tabanlı bir Detektör (KD) oluşturmak için kurtoza (sıfır gecikmeli dördüncü dereceden istatistik parametresi) dayanan alternatif bir yaklaşım önerilmiştir. Basitliği nedeniyle, yöntem gerçek zamanlı uygulanabilir ve sürekli tarama için kullanılabilir. Liatsos vd. (2003)'de sirozlu hastalarda abdominal bölgede tespit edilemeyecek miktarda az olan asit varlığını, normal ve sirozlu hastaların BS kayıtlarını analiz ederek tespit etmeye çalışmışlardır. Kayıtlar, WTST-NST filtresiyle gürültüden arındırılıp, yüksek dereceden sıfır geçişi (HOC) sayıları doğrusal ayırma analizi (LDA)

ile karşılaştırılmıştır. Küçük hacimli asitlerin varlığından kaynaklanan bağırsak ses paternindeki değişiklikleri temel alan çalışma, 20 siroz hastası ve 20 sağlıklı denek üzerinde klinik olarak kanıtlanmıştır.

Kullanılan diğer yöntemlerden farklı olarak (Ranta vd. 2004)'daki çalışmada 3 sağlıklı bireyin karın bölgesi seslerini temel bileşen analizi (PCA) kullanarak incelemişlerdir. Aruna vd. (2005), psikosomatik bozukluklarda nöro-bulanık sistemlerin tanı ve teşhiste tıp uzmanlarına yardımcı olan bir karar destek sistemi modeli önerdiler. Bulanık tekniklerin, sınıflandırma rutininin standardizasyonunu kolaylaştırdığı, tıbbi uzmanlar için pratik destekleyici bilgiler sağladığı ve tıbbi eğitimde değerli araçlar olabileceği vurgulanmaktadır.

Hadjileontiadis (2005;2005)'de dalgacık dönüşümü (WT) ve FD analizine dayanan, patlayıcı karakterli akciğer ve BS'inin tespiti için etkili bir yöntemi ve deneysel sonuçlarını sunmuştur. 2006 yılında ise, akciğer sesleri ve patlayıcı bağırsak sesleri gibi durağan olmayan biyoakustik sinyallerin saptanması için basıklık (Kurtosis) temelli IKD yeni bir teknik kullanılmıştır (Rekanos ve Hadjileontiadis, 2006). Basıklık derecesinin arka plan sinyalleri gibi Gauss dağılımına sahip sinyaller için teorik olarak sıfır olmasından yararlanılmıştır (Nikias ve Petropulu, 1993). Yüksek basıklık değeri ani değişimin bir ölçüsüdür ve BS gibi durağan olmayan sinyallerde sık görülür. Ayrıca, sıralı yüksek dereceli istatistiklerin (HOS) BS analizinde kullanıldığı çalışmalar da vardır (Li vd. 2005).

Bununla birlikte, (Yamaguchi vd. 2006)'da, 10 diyabet hastası ve 20 sağlıklı bireyden kaydettiği BS'leri analiz etmişlerdir. Çalışmada, aynı zamanda ultrasonografi ile mide hareketliliği de izlenmiştir. Mide duvarı hareketinde ses indeksi (SI), bağırsak hareketinde motilite indeksi (MI), ikisi arasındaki ilişkiyi saptamak için kaydedilerek, diyabet hastalarında gastro-duodenal ses indeksinin, sağlıklı yetişkinlere göre besin alımından sonra önemli ölçüde daha düşük olduğunu gösterilmiştir. Çalışma sonucunda, dinleme yoluyla elde edilen BS'nin, bağırsak aktivitesindeki herhangi bir anormalliği saptamak için yeni bir tanı yöntemi olarak kullanılabileceğini kaydedilmiştir.

Geleneksel gürültü giderme algoritmalarının çoğunun, patlayıcı bağırsak seslerinden gelen gürültüyü gidermede etkili olduğu bilinmektedir, bu nedenle tüm BS türlerinde standart bir yöntem bulmak, en az bozulma ile uzun süreli BS izleme yapmak için çalışmalar yapılmıştır. Dimoulas vd. (2006)'da, BS önişleme ve wavelet tabanlı tekniklerinin yeni bir versiyonu olan dalgacık tabanlı wiener filtresi (WDWF) gürültü giderme varyasyonları ve farklı SNR değerlerinde kapsamlı bir BS gürültü giderme analizi yapmışlardır.

Dimoulas vd. (2008), karın bölgesi yüzey titreşimleri ile yakalanan uzun süreli, denetimsiz BS'nin izlenmesi için uygun bir otonom sistemin uygulanmasına odaklanmışlardır. Çalışmada, yeni bir analiz yöntemi sunulmuştur. Otonom bağırsak hareketliliği analiz sistemi (AIMAS), istenmeyen sabit olmayan gürültü bileşenlerini ortadan kaldırmanın yanı sıra, zaman deseni dağılımı analizi (TPDA) ve mekânsal-

zamansal desen dağılımı analizi (STPDA) gibi modelle ilişkili analiz yaklaşımları sunma yeteneğini de sunar. (Hill ve Adrezin, 2008), prematüre bebeklerde abdominal sesleri izlemek için özel bir elektronik stetoskop sisteminin geliştirilmesine odaklanan çalışmalar da yapılmıştır.

BS dinleme ile ilgili ilk literatür taramalarından biri Baid (2009) tarafından yapılmıştır. Çalışma, 1980-2009 yılları arasında yayınlanmış 30'a yakın makaleyi kapsamaktaydı. Abdominal bölgeler, BS'nin olası oluşum zamanları, dinleme sırasında stetoskopların kaç tane ve nasıl konumlandırılması gerektiğiyle ilgili önemli bilgiler bulunmaktadır.

2011 yılında Tsai vd. (2011), gerçek zamanlı BS'nin laboratuvar şartlarında görüntülenebilmesi için, öncelikle tek kanallı bir mikrofona sahip stetoskop geliştirmişler, ardından gürültüyü süzmek için frekans aralıklarını filtre ederek BS'nin görünürlüğünü arttırmışlardır. Çalışmada BS; sindirilmiş gıdaların ince bağırsaktan kalın bağırsağa geçtiği bölümde meydana gelen 5-10 sn'lik periyotlarla tekrarlayan, 10 ms'lik yüksek perdeli bir ses olarak tanımlanmıştır. Çalışmada, istenmeyen sinyallerin 120 Hz.in altında olduğu, BS'nin doğru saptanması ve kalp sesini ortadan kaldırmak için, dinlemenin, karın sağ alt bölgesinden yapılması gerektiği, ölçüm sırasında hareket edilmemesi gerektiği, kullanışlı bir sistem için modülün kablosuz olarak tasarlanması gerektiği kaydedilmiştir.

Sakata vd. (2011), farklı açlık koşullarına sahip deneklerde, sindirimi kolay ve zor iki yiyecek grubunun tüketilmesi sonrasında, BS üzerinde oluşan etkiyi irdelemişlerdir. Denek sayısının az olması genel bir kanıya varılmasını istatistiksel olarak engellese de, BS frekansının yiyecek farklılıklarından ziyade sağlık koşullarından etkilendiği, BS genliği ve şeklinin ise yiyeceklerin sindirim hızına göre değişebileceği kanısına varılmıştır. Bununla birlikte, bağırsak hareketi (Peristaltis) yoğun ve aktif olduğunda, BS daha yüksek ve daha sık olur. Bağırsaktaki sindirim aktivitesindeki değişiklikler, peristaltis'in frekansı ve yoğunluğuna ve dolaylı olarak BS'nin değişmesine yansır. Bu sürecin tersini düşündüğümüzde, bağırsak sindirim aktivitesindeki değişiklikleri yakalamak için BS'deki değişiklikler baz alınmıştır. Deney sonucunda, deneklerin sağlık durumlarının, yaşam biçimlerinin, gıda tercihlerinin ve belirli gıdalarla uyumluluğun bağırsak ses frekansındaki değişiklikleri etkilediğini düşünmek mümkün olmuştur.

K.-S. Kim vd. (2011), 20 sağlıklı, 6 hasta deneğe ait BS bölümlere ayırmak için önceki çalışmalarında tasarladıkları modifiye iteratif kurtoz detektörü (mIKD) algoritması, akustik titreme ve parlama öznitelikleri ile basit stetoskop tasarımını da içeren çalışmalarını geri yayılma sinir ağı (BPNN) ile tahmin etmişler CTT verileriyle karşılaştırmışlardır. K.S. Kim vd. (2011)'deki başka bir çalışmalarında ise ilk defa sinyalin akustik özelliklerini regresyon modelleme içinde kullanarak gürültü filtreleme algoritması geliştirmişlerdir. Kim vd. (2012) yılındaki diğer bir çalışmalarında, sürekli izleme için, 20 sağlıklı ve 6 bağırsak gecikmesi olan hasta grubu üzerinde, 3 farklı bölgeden alınan çok kanallı BS örneklerinin daha önceki çalışmalarda incelenen akustik

özniteliklerini bir yapay sinir ağı sistemine aktararak, radyolojik CTT verileriyle karşılaştırmışlardır. Çalışmada, piyezoelektrik mikrofon ve IKD tekniği kullanılmıştır. Denek başına geçmiş çalışmalardan farklı olarak 6 öznitelik kullanılmıştır.

Li vd. (2011)'de, normal, hiperfonksiyon ve bağırsak felci olan denekler üzerinde yaptığı çalışmalarında, sessiz periyodun (SP) sinyalden atılması, adaptif filtreleme, BS karakteristikleri ve sınıflandırma kurallarının belirlenmesini sonrasında otomatik tanımayı amaçlamışlardır. Çalışmada, sinyalin belli bölümlerdeki enerjisi ve süresi dikkate alınarak BS oluşumunun varlığına karar verilir. Aşağıdaki adımların uygulandığı çalışma; normal deneklerde dk'da 2-3 kez, bağırsak felci hastalarında 3 dakikada 1-2 kez BS oluşumu gözlemlendiği kaydedilmiştir. BS segmentlerinin otomatik tanınması: Sinyal üzerinden L uzunluğundan bir pencere kaydırılarak enerji seviyeleri karşılaştırılır. Enerji ve süre eşik değerlerini geçen tüm noktalar BS olarak kaydedilir. Sinyale adaptif filtre uygulanır. Sınıflandırma için, ortalama mutlak değer, karekök genlik, şekil faktörü, crest faktörü, basıklık değeri kullanılır.

Tıbbi araştırmalardan bazılarında bağırsak tıkanıklığının klinik tanısını desteklemek için elektronik bir stetoskop kullanarak bağırsak seslerini analiz edilmiştir (Ching ve Tan, 2012),. 8 saniyelik bağırsak dinleme kayıtlarının ses aralığı, baskın frekans ve tepe frekansı çıkarılmış, klinik ve radyolojik verileri ile hastaların akut, sub-akut ya da barsak tıkanıklık durumları istatistiksel analiz SPSS programı ile (Özel bir sinyal işleme tekniği kullanılmadan) sınıflandırılmıştır. Çalışma sonucunda, BS dinleme yönteminin, barsak tıkanıklığının teşhisi için spesifik bir yöntem olmadığı fakat kalın ve ince barsak tıkanıklığı arasındaki ses farklılıklarının, tıkanıklığın olası yerini belirlemeye yardımcı olabileceği ortaya çıkmıştır.

Ulusar vd. (2013)'te, mikrofonu ve veri toplama kartını içeren değiştirilmiş bir stetoskop kullanarak gerçek zamanlı bir bağırsak ses izleme sistemi geliştirdiler. Kaydedilen veriler ilk olarak tamponlanmış ve dosyaya kaydedilmiş olan bir ikinci parçada işlenmiştir. Her segmente bir ikinci derece Butterworth 100Hz yüksek geçiş filtresi, 1kHz düşük geçiş filtresi ve 50Hz çentik filtresi uygulanmıştır. Çalışma, abdominal cerrahiden sonra bağırsak hareketliliğinin ne zaman geri döndüğünü belirlemeye odaklandığından, 100-200 Hz arasındaki sinyalin gücüne dayanan istatistiksel bir yöntem kullanılmıştır. Bu spesifik frekans bandı, BS'nin çoğunun 150 Hz civarında meydana geldiği ve gürültü kirliliğinin çoğunun tipik olarak bu aralığın üzerinde olduğu için kullanılmıştır.

Emoto vd. (2013) yılında, irritable bağırsak sendromunun (IBS) ağrısız ve kolay tanısı için, tek kanallı bir elektronik stetoskoptan elde edilen kayıtların otoregresif hareketli ortalama (ARMA) spektrumunun 3 dB bant genişliğinin üzerindeki frekans tepelerini kullanarak, keskin spektruma sahip BS'leri saptamak için yeni, basit ve hızlı bir otomatik yöntem önermiştir. Lin vd. (2013) yılında, gürültülü kayıtlardan BS çıkarımı için yüksek mertebeden istatistik (HOS) tabanlı radyal temel fonksiyonu (RBF) ağı önermişlerdir.

Sheu vd. (2015), benzer bir çalışma olan, gürültülü kayıtlardan BS çıkarımı için yüksek mertebeden istatistik (HOS) tabanlı fraktal boyut (FD) algoritması önermişlerdir. Yöntemin temelinde, gauss olmayan ani değişimleri HOS-FD ile tespit etme amacı yatmaktadır. Yöntem FD metotlarına göre daha kötü SNR koşullarında da iyi performans göstermiştir.

Sakata vd. (2013), hastaların fiziksel durumlarını iyileştirmede etkili olabilecek gıda ve beslenme arasındaki uygunluğun değerlendirilmesi için yeni bir teknik geliştirmek amacıyla, kaydedilen bağırsak seslerinde, açken ve yemek sonrasında oluşan farklılıkları incelemişlerdir. 4 mikrofonlu algılayıcı devre tasarımının da yapıldığı çalışma, bağımsız bileşen analizi (ICA), WSNT-NST filtresi, bağırsak ses gücü spektrumunun belirlenen iki şablonunu kullanan sabit şablon eşleştirmesi bölümlerinden oluşmaktadır. Sindirim sırasında elde edilen BS'lerin senkron olabildiği fakat açlık halinde genliği giderek azalmış BS'lerde senkronizasyon bulunmadığı, daha dağınık ve seyrek ortaya çıktığı kaydedilmiştir.

Ulusar (2014)'te, Bayes ve asgari istatistik saptama algoritması ve Ulusar vd. (2013)'deki filtrelemeleri ile, sessiz dönemlerde minimum istatistiklerden yararlanarak arka plan gürültü gücü tahmin edildi. Devamında sinyalin spektral merkez, spektral bant genişliği, alt bant normalize enerjisi 100 Hz – 500 Hz frekans bandından çıkarıldı. BS patlama sayısının, nesneler ve fiziksel durum arasında değiştiğini, bağırsak aktivitesinin düzensiz bir tarzda yaklaşık her 2-12 s'de bir oluştuğunu kaydedilmektedir. Bayes yöntemi, sinyalleri sessiz dönemlere, ek genişbant gürültüsüne, hareket ve sürtünme gürültüsüne ve muayene odası seslerine, tek patlama ve çoklu patlatma bağırsak seslerine sınıflandırmak için kullanıldı. Düşük hesaplama maliyetine sahip Bayes yaklaşımı, özelliklerin her birinin istatistiksel olarak bağımsız olduğunu ve eğitim sırasında her bir sınıfın olasılık dağılımını hesapladığını varsayar.

Felder vd. (2014), mekanik ince bağırsak tıkanıklığının (SBO) veya postoperatif ileusun (POI) kesin tanısının bağırsak ses özelliklerine dayanarak mümkün olup olmadığını belirlemek için BS kaydederek, uzmanlara dinletmişlerdir. Klinik olarak daha önceden SBO ve POI tanısı koyulmuş hastalardan kaydedilen BS örnekleri, tıbbi uzmanlarca dinlenerek sesler ayırt edilmeye çalışılmış ve sonuçlar istatistiksel olarak değerlendirilmiştir. Spiegel vd. (2014), ameliyat sonrası bağırsak tıkanıklığı olan hastaların tanısında kolaylık sağlaması ve hasta iyileşme süresini kısaltmak için, PC'ye kabloyla bağlanan basit bir mikrofona sahip algılayıcı tasarlamışlardır.

2015 yılında Öztaş vd. (2015), gerçek zamanlı BS analizinde gürültü performansını iyileştirmek için BS ve dış gürültüyü toplayan, birbirine ters konumlandırılmış iki ayrı mikrofona sahip elektronik stetoskop tasarladılar. Elde edilen BS kayıtlarının zaman-frekans özelliklerini incelediler. Türk vd. (2015) ise, önceki çalışmalardan farklı olarak veri aktarımını Zigbee modülü ile kablosuz olarak yaptılar. Mamun ve McFarlane (2015; 2016; 2018) bağırsak aktivitesi tespiti için düşük güç tüketimine sahip analog BS tespit cihazı tasarlamışlardır. Yin vd. (2015), açlık ve tokluk

durumlarının tespitine ait BS analizini, 60 sn'lik parçalar halinde; iki aşamalı adaptif filtre (LMS) ve tepe noktalarının tespiti için Hilbert zarfıyla, bazı akustik öznitelikler (Jitter, Shimmer) ve basıklık özniteliklerini kullanarak yapay sinir ağları (ANN) ile sınıflandırma yapmışlardır. Genel tanıma oranı %70'in üzerindedir. Longfu vd. (2015), BS sinyalinin başlangıç ve bitiş yerlerinin tespiti için, dinamik tartım eşiğine dayalı ve spektral entropi tabanlı bir tespit yöntemi önermiştir. Bu yöntemle, belirlenecek her bir gürültü çerçevesinin spektral entropisi ve sessiz dönemde gürültünün spektral entropisi, güncellenmiş eşik olarak kullanılan yeni spektral gürültü entropisini elde etmek için ağırlıklandırılmaktadır. Çalışma sonucunda farklı SNR koşullarında BS başlangıç ve bitiş noktalarındaki sapmanın en fazla %5 değiştiği görülmektedir. Zaborski vd. (2015), mekanik bağırsak tıkanıklığı, apandisit, karın zarı delinmesi (Peritonitis) gibi hastalıkların tanısında yarar sağlaması için 67 hasta üzerinde, basit bir elektret mikrofon ve laptop PC kullanarak BS dinleme yapmışlardır. Akut abdominal hastalıklarda değişen BS karakteri ve ameliyat sonrası prosedürler önemli bir tanı göstergesi olduğu kaydedilmektedir. BS yoğunluğunda belirgin bir artış, mekanik tıkanıklığın başlangıcında, ishal ile gıda zehirlenmesi ve gastrointestinal kanamada gerçekleşir. Bu seslerin tam yokluğu ise mekanik tıkanıklığın olduğunu gösterir. Çalışmada, sessiz ortamda yapılan kayıtlara kayda değer herhangi bir sinyal işleme uygulanmamıştır. Sonuçlar, istatistiksel karşılaştırma ile analiz edilmiştir (Ortalama, varyans, benzerlik-korelasyon analizi, tepe noktaları matris karşılaştırması). Sonuç kısmında, tanı için standart bir veri matrisi elde edilememiş olsa da, sessizlik dönemleri ve BS dürtülerinin yakalanabildiği ortaya çıkarılabildiği, iyi kayıt koşulları, gürültü azaltma ve analiz neticesinde daha tatmin edici sonuçlara ulaşılabilir.

Benzer bir çalışma, Breum vd. (2015) tarafından, klinik olarak şüpheli barsak tıkanıklığı olan hastalarda barsak ses değerlendirmesinin doğruluğunu ve gözlemciler arası değişimleri araştırmak için yapılmıştır. 98 hasta üzerinde yapılan çalışma sonucunda, doktor görüşlerindeki anormallik eşiğindeki farklılaşma nedeniyle, doğruluk ve gözlemciler arası anlaşma genel olarak düşük çıkmıştır. Örnek ve gözlem sayısı bazı çalışmalara göre yüksek olmasına rağmen, mevcut BS kayıtlarının tek kanallı ve kısa olması (8-25 sn.) dezavantajlardır

Yin vd. (2016) tarafından, BS spektrumlarının logaritmik değerleri Legendre polinomuna ayrıştırılarak bağırsak aktivitesi değerlendirme yöntemi sunulmuştur. 60'ar sn'lik bağırsak ses verileri segmenti için, göreli spektrum belirleme ve kıyaslama modeli ile korelasyon hesaplanır ve daha sonra nicel değerlendirme ile BS olup olmadıklarına karar verilir. 12 gönüllüden 8'inin BS örneklerinin eğitim seti olarak kullanıldığı çalışmada, kalan 4 gönüllü verisi test edilmiş ve yöntemin doğruluğunu kanıtlamıştır.

Huang vd. (2017), normal ve anormal BS'nin dinleme yoluyla hızlı teşhisi için Zaman Serisi Gauss Hamming mesafe ölçümleri ve sınıflandırma algoritmalarını (TSGHD) kullanmışlardır. Aynı zamanda Mel frekansı kepstral katsayıları (MFCC) katsayılarıyla deneyler yapılmış ve K-en yakın komşu (KNN) ile elde edilen sınıflandırma sonuçları değerlendirilmiştir. 1'er dakikalık hazır BS kayıtları kullanılarak,

TSGHD-KNN yöntemiyle %85,7, MFCC-KNN yöntemiyle %92,9 doğruluk oranı elde edilen çalışmada, TSGHD-KNN yönteminin gürültüden daha az etkilendiği ve daha sağlam bir yöntem olduğu belirtilmektedir. Ayrıca, BS ses uzunluğu ile bağırsak aktivitesinin ilintili olmadığı savunulmaktadır.

Bağırsak aktivitesi analizi için akustik sinyal işleme tekniklerindeki gelişmelerle ilgili kapsamlı bir literatür taraması G. Alwood ve ark. tarafından 2017 yılında Allwood vd. (2018) tarafından yapılmıştır. Yazı, özellikle gürültü azaltma, bölümleme, sinyal arttırma, özellik çıkarma, seslerin yerelleştirilmesi ve makine öğrenme teknikleri gibi bağırsak ses analizindeki ilerlemeyi ele almaktadır. Yeni makine öğrenme yöntemlerini ve yapay zekâyı içeren gelişmiş akustik sinyal işleme tekniklerinin BS analizinin daha iyi yorumlanmasını sağlayacağı sonucuna varılmıştır.

Du vd. (2018a), dünya nüfusunun yaklaşık yüzde 11'ini etkilediği tahmin edilen İrritabl bağırsak sendromunun (IBS) dinleme yoluyla kolay ve ağrısız tanısı için BS karşılaştırma tabanlı bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada, sağlıklı bireyler ile IBS tanısı koyulmuş hastaların BS örneklerinde oluşan farklılaşmayı ortaya çıkarmak amaçlanmıştır.

Yin (2018), destek vektör makineleri (SVM) sınıflandırma kullanarak giyilebilir bir BS izleme ve tanıma sistemi tasarlamışlardır. Sistem, taşınabilir kablosuz izole bir mikrofon tarafından algılanan BS kayıtlarını Bluetooth ile alır ve ethernet kablosuyla da PC'ye iletir. Deneyler tamamen sessiz odalarda yapılmış ve uzmanlarca yapılan testlerde %90'ın üzerinde doğruluk oranı yakalanmıştır.

Chanu ve Raj (2018), hipoaktif, normaktif ve hiperaktif BS sınıflandırması için elektret mikrofon kullanarak 12 sağlıklı, 5 anormal deneğin, 3 farklı karın bölgesinden, 1'er dakikalık BS örnekleri almıştır. BS örnekleri bir dizi filtrelemeden geçirildikten sonra, LabVIEW'de frekanslarına göre analiz edilerek, hipoaktif, normaktif ve hiperaktif olarak sınıflandırılmıştır.

Sato vd. (2018), temassız profesyonel bir mikrofonla 20 denekten alınan kayıtlardan kararlı BS çıkarımı yapmayı amaçlamışlardır. Özniteliklerden, ANN ile BS'nin varlığına karar verilmiştir. Farklı SNR seviyelerinde de iyi sonuçların elde edildiği çalışma temassız mikrofonun kullanıldığı ilk çalışmadır. Temassız mikrofonun üstün akustik özellikleri olsa da ses basınçlarının diğer geleneksel mikrofonlara göre düşük olması, dış gürültüye dirençli bir otomatik BS çıkarım yöntemi gerektirmiştir. Çalışma sonucunda otomatik BS tanıma oranı %90 civarında oluşmuştur.

Du, vd. (2018c), BS sinyal formunu daha iyi anlamak için, yay kütle sönümleme sistemine benzeyen bir BS matematiksel modeli geliştirmişlerdir. Bağırsak ses modeli, bireysel dalga bileşeni, basınç endeksi, bileşen miktarı ve bileşen aralık süresi bağırsak faaliyetlerine bağlanan dört parametreye bağlanmıştır. Çalışma sonucunda, 2500 ms'lik bir BS simüle edilmiştir. Du vd. (2018b) aynı yıl başka bir çalışmalarında uzun süreli gerçek BS kaydı için düşük maliyetli ve basit bir piezoelektrik akustik algılama cihazı tasarlamışlardır. Geçiş motor kompleksi (MMC) döngüsü ve fazları için bu kayıtlar

biyobelirteç olarak kullanılmıştır. Ayrıca 10 denekten alınan kayıtlardan, tekil, çoklu, sürekli rastgele, harmonik ses ve bunların birleşimi olmak üzere beş farklı tip BS çıkarımı yapılarak, akustik özellikleri ve dağılımı açıklanmıştır. Kayıtlar, 2, 4, 8 ve 20 saate kadar yapılmıştır. SB seslerin ortalama oranı %87,8 ±%5,4, ortalama çoklu patlama oranı %7,8 ± %3,5, ortalama sürekli rasgele ses oranı %3,5 ± %2,0 ve ortalama orantılı harmonik ses %0,9 ±%0,5 idi. 2 algılayıcının kullanıldığı diğer deneysel çalışmada, MMC döngüsü açlık halinde tespit edilmiş, denekler yemek yedikten sonra da devam ettirilen kayıtlarda döngünün kaybolduğu gözlemlenmiştir. Bu çalışma ayrıca, bağırsak MMC Faz II ve III'e girdiğinde, ses süresine bakılarak artan bağırsak aktivitesine bağlı olarak daha uzun BS üretildiğini göstermiştir. Bu sonuç, basit ve düşük maliyetli akustik algılama cihazının, MMC döngüsünü etkili bir şekilde tespit edebildiğini göstermektedir.

Inderjeeth vd. (2018), karın bölgesi ile ilgili hastalıkların teşhisinde BS'nin bilgisayarlı analiz potansiyelini ortaya çıkarmak için sistematik bir literatür taraması yapmışlardır. Çalışma sonucunda, BS analizi ile teşhisin, bugüne kadar elde edilen sonuçlarla henüz mümkün olmadığı ortaya çıkmış, ancak bu konudaki potansiyel vurgulanmıştır.

Al-Turjman vd. (2019), gerçek zamanlı bir BS aktivite izleme sistemi için, gürültü ve BS için ayrı mikrofonlara sahip, IoT tabanlı, zigbee modülüyle veri aktarımı yapan kablosuz bir biyosensör tasarlamışlardır. Tasarlanan algılayıcılardan gelen veriler, önişleme ve normalizasyondan sonra; HT (Hilbert Zarfı), ampirik eşikleme, kural tabanlı karar algoritması (2 Mikrofon), kenar hesaplama aşamalarından geçer. Kural tabanlı karar algoritması ile birlikte, 100-500 Hz arası Naive Bayesian tabanlı sınıflandırma ile verinin BS olup olmadığına karar verilir. Kenar hesaplama algoritması yöntemin hızlı çalışması için önerilen yeni bir yöntemdir.

Campbell vd. (1989), 22 sağlıklı, 7 ishal ve 5 mide ameliyatı geçiren hastaların karın bölgesi hareketliliği (GIM) farklılıklarını değerlendirmek için, özel olarak tasarlanan bir mikrofon kullanarak, yüzey titreşim analizi (SVA) ile zaman dizisi ve FFT ile spektrum sonuçlarını oral CTT (OCTT) ile karşılaştırmışlardır. Tasarlanan PMS, akustik dış etkenlere karşı az duyarlı iken, karın bölgesi yüzey titreşimlerini (SVA) algılayabilecek biçimde tasarlanmıştır. İshalli hastalarda SVA normal deneklere göre daha büyük iken, katı yiyeceklerle beslenen deneklerde SVA OCTT ile ters orantılı olarak düşüktür.

Sugrue ve Redfern (1994), akut karın rahatsızlığı olan hastalardan alınan BS verisinin zaman-frekans analizi yapmışlardır. Bağırsak tıkanıklığı olan hastalardan alınan Bs örneklerinin SP oranının normal deneklere göre daha yüksek olduğu ortaya çıkmıştır.

Craine ve Silpa (2003), Enterotakograf ile BS analizi konusundaki tecrübe ve önerilerini bildirmiştir. 2 dakikalık BS kayıtlarının, Crohn hastalığının sağlıklı deneklerden ayırt edilmesi mümkün görülmezken, IBS ve Crohn hastalığı olan hastaları ayırt etmede etkili olduğu ifade edilmektedir. Çalışmada, karın bölgesi (GI) seslerinin sayısal analizinin klinik rolünün ciddi şekilde araştırılması gerektiğini vurgulanmaktadır.

Gu vd. (2010), bağırsak tıkanıklığı tanısında BS analizinin yararlarını ortaya koymak için, 10 sağlıklı, 9 mekanik bağırsak tıkanıklığı ve 7 ileus (Peristalsis olmayan) hastasından alınan 30'ar sn'lik kayıtları kullanmışlardır. BS kayıtları karıştırılarak tıbbi uzmanlarca dinlenmiş, sağlıklı, mekanik tıkanık veya ileus olarak teşhis koymaları istenmiştir. İstatistiksel analiz sonucunda, 43 kayda ait tanı sonuçlarının doğruluk ortanca değeri %69,8 olmuştur.

Goto vd. (2015), ağır sepsisli (Kan zehirlenmesi) hastalarda sürekli, ölçülebilir ve ağrısız GIM değerlendirmesi sağlamak için BS dinleme sistemi geliştirmişlerdir. Gastrointestinal hareketliliğin bir ölçüsü olan BS aktivitesi, özellikle steroidlerle tedavi edilen sepsis hastalarında, hastalık şiddetini azaltan bir parametre olarak yararlı olabilir. 4 kanallı mikrofonla PC'ye bağladıkları tasarımları, referans BS spektrumuna göre, BS olay sayısını gerçek zamanlı olarak tespit etmektedir. Steroid kullanmayan sepsis hastalarında, hastalıkla ilişkili olan interlökinin konsantrasyonlarının, GIM aktivitesiyle ters orantılı olduğu ve az tespit edilen BS ile sepsis hastalık şiddeti arasında bağlantı kurulabileceği anlaşılmaktadır. Bununla birlikte, steroid tedavi grubunda bu ilişki saptanmamıştır. Bunun yanında, Hemodinamik instabilitenin yüksek doz katekolamin uygulaması gerektirdiği ciddi sepsis vakalarında, sindirim kanalında ve diğer iç organlarda iskemi ve reperfüzyon hasarı riski vardır ve bu nedenle hemodinamik stabilite yeniden kazanılıncaya kadar enteral beslenmenin ertelenmesi önerilmiştir. Çalışmada, GIM'yi etkileyen faktörleri aydınlatarak başarılı erken beslenme göstergelerini tanımlamanın mümkün olabileceği ifade edilmektedir. Ayrıca, gelecekte, gerçek zamanlı olarak enteral besinlerin uygulama zamanını ve özellikle kritik ventilasyon hastalarında mekanik ventilasyonda optimum enteral besin dozunu tespit etmenin de mümkün olacağını umuyoruz.

Kaneshiro vd. (2016), ameliyat sonrası ince bağırsak tıkanıklığı (Postoperative Ileus-POI) tanısı için tek kullanımlık BS dinleme yöntemi geliştirdiler. Akustik BS izleme sistemi, basit bir mikrofonla sağlıklı ve POI hastaları arasında farkı ortaya çıkabilmiştir. Ameliyat öncesi ve sonrası 28 denekten alınan 60 dakikalık BS kayıtları, POI hastalarının %80 oranında ayrılabilmesini sağlamıştır. Yöntemin ana varsayımı, postoperatif erken bir aşamada POI'leri olan hastaları ve sorunsuz bağırsak hareketliliği geri kazanımlarını doğru şekilde ayırmak için bilgisayarla analiz edilen BS'lerin kullanılabileceğidir. Bu yöntemler henüz standartlaşmamış olsa da Tomomasa vd. (1999) yıllar önce, karın duvarlarına takılan mikrofonları kullanarak bilgisayar destekli bağırsak sesleri analizini yaparak sonuçları radyolojik CTT ile karşılaştırdılar. Sonuç olarak, BS'nin MMC olaylarını ve test içi geçişi doğru şekilde temsil ettiğini bulmuşlardır.

Chien vd. (2009), karın yüzeyinde hareketliliğin yerini, yoğunluğunu ve izini gerçek zamanlı olarak değerlendirmek için çok kanallı elektronik stetoskoplarla iki boyutlu BS büyüklüğü haritası (BSMM) tekniği geliştirmişlerdir. Yakalanan tek boyutlu BS'lerin enterpolasyonu ile farklı renklerde kısıtlı veya sürekli bir 2D bağırsak aktivite haritası elde edilmektedir. Çalışmada, statik, dinamik ve sürekli BSMM ayrı ayrı

hesaplanarak gösterilmiştir. Fakat tespit edilen BS'lerde ince bağırsak ve mide seslerinin de bulunduğu belirtilmiştir.

Wang vd. (2019), bağırsak seslerini izlemek ve değerlendirmek için cilde yapıştırılan esnek bir kablosuz akustik cihaz geliştirmişlerdir. Geleneksel algılayıcıların aksine hastaların rahat nefes alıp verebilmesine imkân sağlayan ve bu sırada nefes alışverişi ve karın bölgesi kas hareketinden en az etkilenecek şekilde tasarlanan esnek algılayıcı, mikroelektro-mekanik sistemler (MEMS) mikrofonlardan alınan veriyi bluetooth bağlantısıyla mobil cihazlara iletmektedir. Geri yayılım sinir ağlarının (BPNN) kullanıldığı çalışmada, 10 kat çapraz doğrulama ile ortalama %76,89 tanıma oranı elde edilmiştir. Kullanılan cihazda matematiksel olarak modellenerek tasarlanan toplayıcı rezonatör kabuk, 50-200 Hz arasındaki yararlı BS'nin genliğini arttırarak belirgin hale getirmektedir. Çalışmada, BS'nin stokastik özelliğinden şöyle bahsedilmektedir; kısa süreli bakıldığında rastgeledir, fakat genel olarak tepe sayısı ve uzun bir kayıttaki kısa süreli enerjinin düzenli değişiklikler gösterdiği görülmektedir. Ayrıca çalışma boyunca, iki öğün arası bağırsak hareketliliği gözlemlenmiş, bu aralıkta hasta tarafından içilen suyun bağırsak aktivitesini nasıl etkilediği incelenmiştir. 16 sağlıklı gönüllü üzerinde toplam 84 saat yapılan kayıt esnasında fındık, portakal vb. gibi farklı türde yiyeceklerin neden olduğu bağırsak hareketliliği de irdelenerek sınıflandırılmıştır.

Kölle vd. (2019b) yaptıkları çalışmada şeker hastalarında (Diabet) kullanılan yapay pankreas uygulamalarının insülin verimliliğini ve etkinliğini arttırmak için yemek alımı sonrası oluşan bağırsak hareketliliğinden yararlanarak yapay pankreasın kana karıştırdığı insülin miktarını ve zamanlamasını kontrol etmeyi amaçlamışlardır. Çalışmada alınan BS'nin frekans spektrumu üzerindeki güç dağılımı parametreleri SVM'ye sokularak sınıflandırmada kullanılmıştır. Bu yöntem, tek başına olmamakla birlikte, yemek alımından 10 dakika gibi kısa bir süre sonra bağırsak aktivitesini tespit ederek, yapay pankreasta bulunan sensörlerin uyarılabileceği ve bu bilginin enjekte edilecek insülin miktarını ayarlamakta kullanılabileceğini söylemektedir.

Mamun ve N. McFarlane (2016), taşınabilir bir BS dedektör sistemi geliştirerek abdominal ses kayıtlarının yapay pankreasta birleştirilmesini öneren ilk çalışmayı yapmışlardır. 1000 Hz ve üzerindeki frekansları içeren veriler; 100 Hz'lik pencerelerdeki güç spektral yoğunluklarına (PSD) bakılarak tespit edilmiştir. Bu verilerden bir öznitelik matrisi oluşturarak SVM ile eğitilerek sınıflandırılmış, en güçlü öznitelikler belirlenerek bir tanesini dışarıda bırakarak çapraz doğrulama (LOOCV) ile test edilmiştir. Yöntemin, yemek alımına göre yapay pankreasın enjekte edeceği insülini ayarlamasına yardımcı olması, insülin dengesizliği nedeniyle oluşan hipoglisemi riskini azaltması nedenleriyle umut verici olmasının yanında daha fazla örnek denenmesi gerekliliği vardır. Ayrıca, yanlış pozitife neden olabilecek dış gürültüye karşı yardımcı sensörlerle desteklenmesi tavsiye edilmiştir. Öğündeki karbonhidrat, protein ve yağ oranı ile ilişkili olan abdominal ses özelliklerinin tespit edilip edilemeyeceği araştırılmalıdır. Bu nedenle bu yöntemin tek başına insülin dozunu belirlemede yeterli olmayacağı açıktır. Diğer taraftan, mikrofonun erken ve kesin bir öğün tespiti için yüksek duyarlılığa göre en uygun karın pozisyonu

araştırılmalıdır. Bu çalışma, öğün tespiti açısından etkileyici derecede yüksek olmayan gerçek bir pozitif oran sağlamıştır. Ayrıca, yanlış pozitif oranlar sürekli olarak anlamlı derecede düşüktü, bu da abdominal seslerin öğün alımı hakkında önemli ve erken bilgilerle katkıda bulunduğunu göstermektedir.

Kölle vd. (2019a) çalışmalarında, iç mod fonksiyon-fraktal boyut (IMF-FD) filtreleme ile çok değişkenli ampirik mod ayrışması (MEMD) özelliğinden faydalanan ve bir çeşit bant geçiren filtre gibi davranan bir yöntemden yararlanmışlardır. MEMD, abdominal sinyali farklı frekans bileşenlerine ayrıştırır. Sonuçta ortaya çıkan iç mod fonksiyonları ses geçişlerinin gerçekleştiği genlikte ve frekansta modüle edilir. Bu iç mod fonksiyonlarının karmaşıklığına bağlı olarak, kayan pencerelerin FD ile ölçülen bilgi taşıyan IMF'ler seçilir. IMF-FD filtresi yalnızca orijinal sinyalin doğrusal olmayan bileşenlerini arttırmaz, aynı zamanda diğerlerinden ayırır. Bu çalışmanın bir diğer önemli yönü de bağırsak sesleriyle aynı frekans aralığında meydana gelen tipik gürültülerin daha sonra sezgisel kurallarla elimine edilebilir olmasıdır. Yöntem gerçekçi, gürültülü veri üzerinde test edilerek elle etiketlenmiş bağırsak seslerini %100'e yakın tanıyarak umut verici performans sergilemektedir.

Al-Turjman vd. (2020), geliştirdikleri kablosuz BS tespit cihazlarının sağlık sektöründe nesnelerin interneti (IOTM) incelemelerini paylaşırken, Chen vd. (2020) biyosensörlerin nanoteknolojiyle birlikte ne kadar küçüldüğünü gözler önüne sermiştir. Yamada vd. (2020) mikrofon ve titreşim sensörü kullanarakhibrit bir BS ölçüm sistemi geliştirdiler. BS tespiti için, son yıllarda kablosuz (Zhao 2020; Zheng 2020), tek sensörlü çift kanallı (Qiao vd. 2021) çalışmalar yapılmaya devam etmektedir.

Tek bir algılayıcı verisiyle otomatik BS tespitine odaklanan "Ortak bir vektör yaklaşımı kullanarak bağırsak sesi analizi" adlı çalışmamız (2023) yılında yayınlanmıştır.

2.2. BS Konumlandırma Çalışmaları

BS akustik konumlandırma araştırmaları 2000'li yılların başına kadar uzanan çok eski olmayan bir araştırma alanıdır. Ranta (2001;2002), BS'nin gürültüden temizlenmesi, bölümleme ve tanımlanması için dalgacık dönüşümü ve eşikleme tabanlı bir çalışma yapmıştır. Çalışmada, ses konumlandırmanın önemi de vurgulanmış, birden fazla mikrofon kullanılmasının bu ses haritası çıkarmada yardımcı olacağı önerilmiştir. Aktivite yoğunluğu bakımından dinleme yapılabilecek 6 farklı alana ayrılan abdominal bölgeden kaydedilen uzun süreli sesler, sindirim aktivitesini temsil eder. Çalışmada, sesin frekans içeriği, şiddeti ve süresi, sessiz periyot süresi ve sesin konumu gibi özelliklerin incelenmesi gerektiği, sesin konumu için birden fazla mikrofon kullanılabileceği belirtilmiştir. 3 mikrofonun kullanıldığı ve güç, ana frekans, süre öznitelikleri de hesaba katıldığı çalışmanın sonucunda, her BS olayı için tüm dalgacık sabitlerinin kullanıldığı ve öznitelik uzayına aktarıldığı durumda boyutun çok büyüdüğü kaydedilmiştir. Ranta vd. (2010)'da aynı koşullar altında farklı deneklerin karın bölgesinde bulunan 6 farklı bölgeyi dinleyerek çok kanallı bir BS analizi yapmışlardır. Karın bölgesinden alınan

seslerden anlamlı aktivite indeksleri çıkarabilen, tam bir sinyal edinme, işleme ve analiz metodolojisi sunmayı amaçlamışlardır. Çalışmadaki önemli sonuçlardan biri, elektronik stetoskopun basınç ve frekans özelliklerinin izlendiği kayıt sisteminin frekans cevabının, abdominal seslerin taşıdığı fizyolojik bilgileri bozmadığı sonucuna varılmasıdır. Diğer bir sonuç, karın bölgesi seslerinin durağan olmayan dürtüsel seslerin seyrek bir dizilişinden oluşması, dakikada periyodik olarak 3-12 arasında ortaya çıkabilmesidir. Ranta vd. (2010)'e göre, BS'nin nerdeyse tüm enerjisi 100-500 Hz. arasında, 80 HZ üzerinde oluşan BS'nin sinyal enerjisinin sadece yaklaşık %0,5'i 1000 Hz'in ötesinde ve sadece 500 Hz'nin ötesinde BS enerjisi yaklaşık %2'dir. Akciğer ve kalp sesleri 80 Hz'in altında fakat arka plan gürültüsü tüm frekanslardadır. 80 Hz. altındaki kalp atışı ve solunum sesi ile 20 ms'den kısa ve 5 sn'den uzun süreli sesler sinyalden atılmıştır. Çalışmada, çok kanallı dinleme yaparken, her ses için, onu elde eden stetoskopların her birinin maksimum genliği izlenerek ve en büyük değerle gösterilen bölge orijin olarak kabul edilmektedir. Özetle, yapılan her 1 dakikalık kayıt sırasında, her bir kanal ve her bir kayıt için değerlendirilen dokuz aktivite endeksi göz önüne alınmıştır. Oluşan 9 boyutlu uzay PCA ile indirgenmektedir. İlk 3 öznitelik neredeyse dik, diğerleri lineer bağımlıdır, bu yüzden etkili indeksler olarak kullanılırlar. Önemli sonuçlardan bir diğeri ise, uzun süreli dinlemelerin, istatistiksel olarak ayırt edilebilir aktivite indeksleri sağladığı sonucuna varılmasıdır. Bununla birlikte, normal sindirimi analiz etmek için en bilgilendirici bölgelerin 1, 3 ve 4 (mide, ileoçekal bölge ve bağırsak bölgesi) olduğu görülmektedir; En etkili bağırsak aktivite indekslerinden birisi, BS'nin sayısıdır. Veri analizi metodolojisine bakılmaksızın, elde edilen sonuçlar edinim ve sinyal işleme zincirinin unsurlarından etkilenmektedir.

Dimoulas vd. (2007)'deki çalışmada ise, gastrointestinal seslerin uzun süreli işlenmesi ve analizi için daha gelişmiş bir analiz sistemi tasarlamışlardır. Pencereleme teknikleri, uzatılmış çok kanallı kayıtların sıralı bloklarını seçmek ve çeşitli dalgacık alanı işleme aşamalarına geçmek için kullanılır. Gürültü giderme, önemli aktivite algılama, otomatik bölümleme ve özet eğrilerin çıkarılması entegre bir modda uygulanır ve gelişmiş içerik manipülasyonu ve analizi sağlar. Önerilen analiz şeması, uzun süre kullanılabilen uzun vadeli grafiksel gösterme araçlarını bir araya getirirken, tespit edilen kısa süreli olayların görselleştirilmesi ve işlenmesi yoluyla hızlı tarama yeteneğini korur. Çalışma, GIM fizyolojisi üzerine ağrısız tanı koymayı amaçlayan bir projenin parçasıdır. Makale, uzun vadeli sinyal seslerini azaltma, algılama, bölümlendirme ve özetleme için dalgacık tabanlı bir prosedür setinin tasarımına ve uygulanmasına odaklanmaktadır. Bu set, GIM fizyolojisi çalışmalarına alternatif tıbbi çözümler sunmayı amaçlayan çok kanallı BS izleme için önerilmektedir. Bununla birlikte, kullanımı diğer birçok araştırma alanına kolayca genişletilebilir. Son olarak, BS'nin konumu kullanılan dört sensörün enerji analizi ile elde edilmiş ve art arda alınan PC ekran görüntülerinden tanıda kullanılabilecek bir video dosyası oluşturulmuştur. Dimoulas vd. (2011)'de yaptıkları çalışmada, abdominal ses sınıflandırma analizi için BS'nin iyi sınıflandırması (ASFC) olarak adlandırılan ve sürenin, spektral merkezin ve spektral bant genişliğinin özelliklerini kullanan bir hiyerarşik sınıflandırma önermiştir. Çalışmada, video hareket

algılama ve hiyerarşik ses örüntü tanımayı desen analizi aracılığıyla, nöral ağlar, istatistiksel kümelemeyi ve desen sınıflamasını birleştirerek, bağırsak hareketi izlemede yeni potansiyeller sunmayı vaat eden BS model sınıflandırma üzerine odaklanmışlardır. Mevcut çalışma, uzamış çok kanallı kayıtların, otomasyonlu otomatik dinleme analizinin içerik analizi otomasyonu için yeni teknikler sunmaktadır. Böylece, fonksiyonel bağırsak aktivitesi bozuklukları üzerinde yeni tanı araçlarının kurulmasını amaçlamakta ve bu da kişilerin davranışlarını ve ilgili psiko-fizyolojik meseleleri bağımlılıklarını daha fazla analiz etmek için izlenebilmektedir. Kaliteli ve seviyeli analiz, benimsenen model sınıflandırma taksonomisinin sağlamlığını doğrulayarak, dikkate değer örüntü tanıma doğruluğunu ortaya çıkarmıştır. Ön sonuçlara dayanarak, önerilen metodoloji genel görsel-işitsel içerik sınıflandırma, açıklama ve yönetim görevlerine (biyoakustik yanında) başarıyla uygulanabilir. Her durumda, önerilen multimodal hibrit uzman sistemler (HES), gürültülü olayları kolayca işaretleme, analizi elle yapılan işlemlerle hızlandırmayı ve işaretlenmiş olayların sistematik bir şekilde gözlemlenmesini, daha karmaşık ve tamamen otomatik olarak eşlenmiş bir sistemin gelecekteki eğitimini amaçlama yeteneğini sunar. FD metotları, zaman-alan eğrilerini geometri olarak algılayarak sinyal karmaşıklığı ölçmeye eğilimlidir.

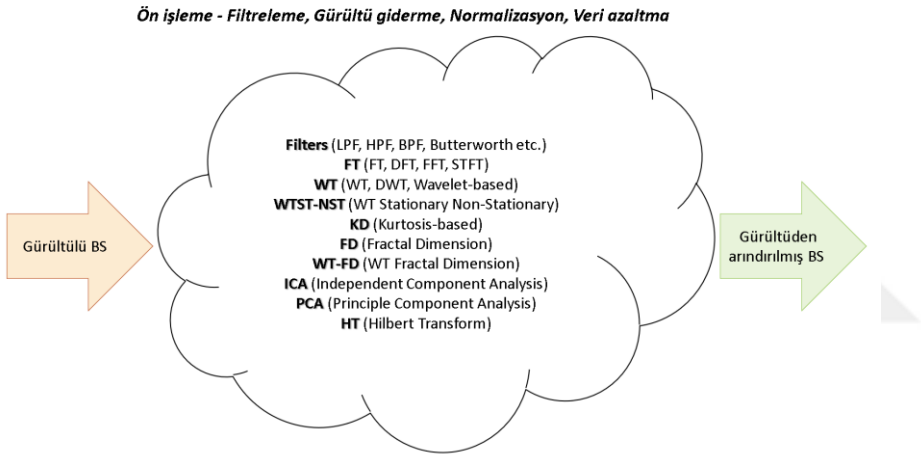
Dimoulas (2016) çalışmada, topografik analiz ve BS'nin çok kanallı kaydı yoluyla GIM haritalanmasına odaklanan bir çalışma yapmıştır. Çalışma, 4 piezoelektrik mikrofon ve hata tespiti için 3 eksenli ivmeölçer kullanılarak yapılmıştır. Konumlandırma, mikrofonlarda oluşan basınç değişiminin varış yönü (DOA) tahminine göre analitik olarak tahmin edilir. Çalışma, klinik ortamda gerçek gönüllülerden alınan BS verileriyle denenmemiş, abdominal yüzey benzeri bir doku üzerinde yapay ses konumu performansına odaklanılmıştır. BS'nin haritalanması, mekânsal ses ısı görüntülerinin (SLD) zamana özgü bağırsak aktivite olayları için daha kolay incelenip toplanabildiği, daha uygulanabilir bir görüntü tabanlı tıbbi denetim yaklaşımı getirmektedir. Dimoulas, geleneksel BS yaklaşımlarının aksine bu tür bir analiz tercih edildiğini çünkü doktorlar uzun süreli çoklu-yollu BS dalga formlarını (ya da ilgili ses-özelliği çizimlerini) incelemeye ve görsel olarak yorumlamaya alışkın olmadıklarını kaydetmektedir. Sakata ve Suzuki (2016), bağırsak hareketliliğinin gerçek zamanlı izlenmesi için BS oluşum sıklıklarının hesaplanmasında optimum birim süreyi bulmak amacıyla BS olayları arasındaki sessiz dönemler üzerinde deneysel çalışmalar yapmışlardır. Çok kanallı bir elektronik stetoskopla, diğer çalışmalardan farklı olarak, özellikle BS oluşum sıklığının zamansal değişimine odaklanılmıştır. Ses işleme adımları daha önceki çalışmalarıyla (Sakata vd. 2013) aynıdır.

2002 yılında (Craine vd. 2002), 3 farklı algılayıcıyla hastalarının karın bölgelerinde eşzamanlı dinleme yaparak BS'lerini 2 boyutlu olarak haritalamaya çalışmışlardır. Xizheng vd. (2010), daha önceden kaydedilmiş bağırsak sesleri üzerinde Matlab yardımıyla dalgacık tabanlı ve çoklu çözünürlüklü gürültü azaltma yaklaşımları üzerinde analizler yapmıştır. Delfini vd. (2010)'da, 5 gönüllü üzerinde 6 kanallı BS analizi yapmışlar ve sağ üst ve orta karın bölgesinde daha yoğun BS elde etmişlerdir.

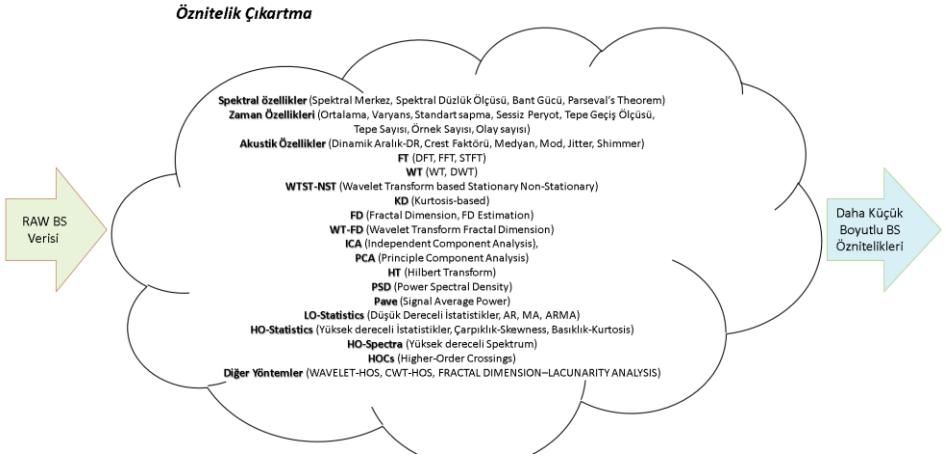
Son yıllarda, Wang vd. (2019) kablosuz BS tespit cihazı geliştirmiş, (2022)'deki çalışmalarında ise aynı cihazdan 2 tanesini çapraz olarak karın bölgesine yerleştirip enerji bazlı akustik konumlandırma yapmışlardır.

2.3. BS Sinyal İşleme Yöntemleri

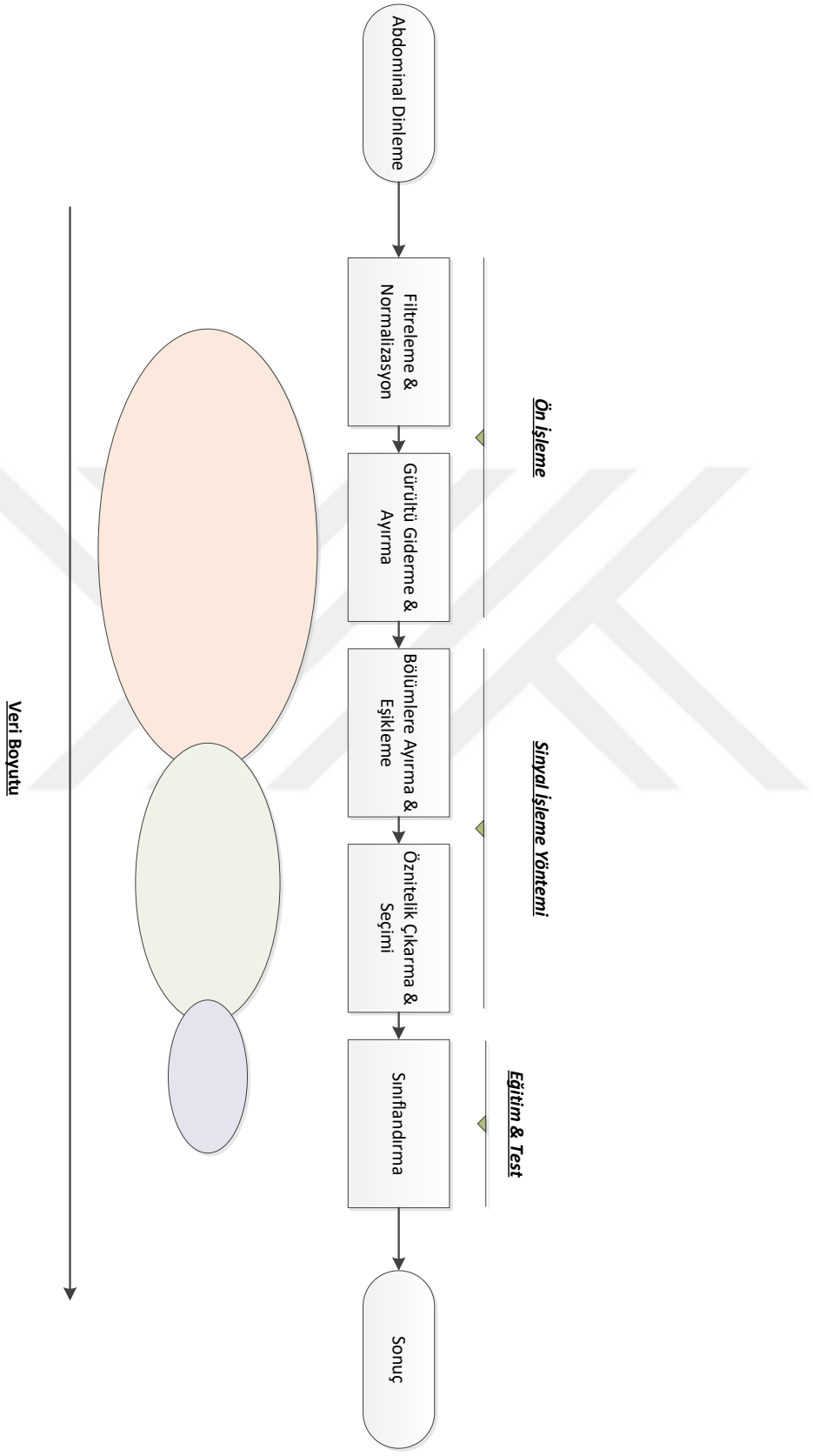
BS'nin sessizlik sürelerinin uzunluğu, ani ve durağanlıktan uzak karakteri, önceki araştırmalarda çok çeşitli sinyal işleme yöntemlerinin denenmesine olanak sağlamıştır. Bununla birlikte henüz tüm özelliklerinin tam olarak bilinmemesi de araştırmacılar için heyecan vericidir. Şekil 2.1'de önceki çalışmalarda kullanılmış gürültü giderme yöntemleri, Şekil 2.2'de de BS analizinde kullanılmış öznitelik çıkartma yöntemleri görülmektedir. Şekil 2.3'de görülen genel sinyal işleme adımları ve veri boyutu ilişkisine göre, BS'ne ait karakteristik öznitelikler çıkartılarak çalışılacak veri boyutu azaltılabilir, bu da sınıflandırma kolaylığına, işlem süresinin kısalmasına ve gerçeklenebilir sistem tasarlanabilmesine olanak sağlayabilir.



Şekil 2.1. BS analizinde kullanılmış ön işleme yöntemleri, filtreleme, gürültü giderme, normalizasyon, veri azaltma



Şekil 2.2. BS analizinde kullanılmış öznitelik çıkarma yöntemleri



Şekil 2.3. Genel sinyal işleme adımları ve veri boyutu ilişkisi

2.3.1. Fourier dönüşümü

Sürekli Fourier Dönüşümü (CFT) (2.1)'de, Ayrık Fourier Dönüşümü (DFT) (2.2)'deki bağıntılarda verilmiştir. (2.1)'de $X(F)$, $x(t)$ giriş fonksiyonunun Fourier dönüşümüdür. Benzer şekilde (2.2)'de ayrık zamanlı sinyallerin Fourier dönüşüm çitfti verilmiştir. Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) ise sadece bir sinyalin DFT'unu verimli bir şekilde hesaplamak için kullanılan bir algoritmadır. Bu, dijital olarak bir frekans spektrumunu hesaplarken kullanılan en yaygın algoritmadır (Kreyszig 2011).

$$X(F) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)\, e^{-2\pi F t} dt \tag{2.1}$$

$$X(\omega) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-2\pi i \omega n/N} \tag{2.2}$$

2.3.2. Güç spektral yoğunluğu

Güç spektral yoğunluğu (PSD) grafiği, bir sinyalin enerjisinin sinyalde bulunan frekans bileşenleri arasında nasıl dağıldığını gösterir. Birim frekans başına sinyal gücünü tanımlayan bir fonksiyondur. Denklem (2.3)'te, S_{xx} güç spektral yoğunluğu, $X(\omega)$, $x[n]$ sinyalinin Fourier dönüşümüdür ve N, toplam örnek sayısıdır. Gerçek hayattaki sinyallerin çoğu sonsuzluk için devam eden stokastik süreçler olduğundan, sınırlı bir toplam güce sahip değillerdir. Bu nedenle, aşağıdaki denklem yalnızca bir örnek koleksiyonundan tahmin edilen sinyalin gerçek özellik gücü için bir tahmindir. Bu özel tahmine bir periodogram denir (Proakis ve Manolakis 2006). Verilerdeki gürültüyü ve keskin dalgalanmaları daha iyi hesaba katmak için, bir sinyalin gerçek PSD'sini daha iyi tahmin etmek için bir pencereleme tahmin yöntemi kullanılabilir. Welch'in metodu verileri örtüşen segmentlere böler, DFT kullanarak her segment için bir periodogram hesaplar ve ardından PSD hakkında daha yumuşak bir tahmin elde etmek için tüm periodogramların ortalamalarını alır.

$$S_{xx}(\omega) = \frac{1}{N} |X(\omega)|^2 \tag{2.3}$$

2.3.3. Dalgacık dönüşümü

Frekans içeriğinin çıkarılması çoğu zaman verimli olsa da bu yöntemlerin tümü, frekans bilgisinin yerini göstermezler. Bu belirsizlik ilkesi (Heisenberg-Gabor eşitsizliği)'den kaynaklanmaktadır (Chui 1992). Temel olarak, bu ilke, sabit olmayan bir sinyalin tam frekansını tam bir nokta zamanında tespit etmenin imkânsız olduğunu

göstermektedir. Dalgacık dönüşümü (WT) bu sorunu çözen, bir zaman-frekans çözümleme dönüşümüdür. WT, belirli bir dalga biçimi özelliğini tutan, ölçeklenebilir ve zaman sınırlı bir dalgacık formunu temel alır. Dalgacık, her seferinde farklı bir ölçekle birkaç kez analiz edilerek sinyal boyunca çevrilir. Her çeviri için dalgacık ve altta yatan sinyal arasındaki korelasyon hesaplanır, böylece frekans bileşenleri çıkarılır. Küçük ölçekli bir dalgacık kullanıldığında (dar genişlik), yüksek frekans bileşenleri elde edilirken, daha büyük ölçekler (geniş genişlik) daha düşük frekanslar çıkarır. Ölçek ve çeviri çiftleri zamana ve frekansa karşılık gelirler ve böylece orijinal sinyalin bir çeşit zaman-frekans gösterimini elde edilir. Bu yöntem, kısa süreli fourier dönüşümüne (STFT) benzer, ancak bazı avantajları vardır. Fourier'in pencereli bir sürümü olan STFT, frekans analizi için sabit bir pencere boyutu kullanarak ve böylece zaman-frekans uzayında statik bir çözünürlük sağlar. Dalgacık dönüşümü, penceresini ölçeğe göre uyarlar ve böylece yüksek frekanslı sinyaller için daha yüksek zaman çözünürlüğü sağlar (Chui 1992).

2.3.4. Sinyal filtreleme

Bir filtre, giriş sinyalinin belirli frekans bileşenlerini bastırmak veya engellemek için kullanılır. Bir filtrenin ilişkili işlevleri, filtrenin davranışının bir modelidir ve bu nedenle giriş ve çıkış sinyali arasındaki ilişkiyi belirler. Doğrusal zamanla değişmeyen (LTI) sistemler, filtrenin giriş-çıkış ilişkisini tanımlayan işlevlerin hem doğrusal hem de zamanla değişmeyen olduğu anlamına gelir. Genel olarak, doğrusal bir zamanla değişmeyen $H(\omega)$ sistemde, $X(\omega)$ giriş sinyal spektrumunu, frekans cevabı Denklem (2.4)'teki gibi hesaplanır (Kreyszig 2011).

$$Y(\omega) = H(\omega)X(\omega)_{Spectrum} \tag{2.4}$$

Genel olarak birçok türü olmasına rağmen en çok kullanılan genel filtre türleri Yüksek geçiren filtre (YGF), alçak geçiren filtre (AGF) ve bant geçiren filtre (BGF) filtredir. Hangi frekansların bastırılacağını veya geçirileceği kesim frekansıyla belirlenir. Bu tür filtrelerin ideal versiyonları, giriş bandında birlik kazancı ve durdurma bandında sıfır kazancı olan giriş sinyalinin bozulmamış bir versiyonunu çıkartacaktır. İdeal bir filtrede, çıkış genliği, geçiş bandı içindeki tüm frekanslar için 1 ve frekans spektrumunun durma bandı kısmına ait tüm frekanslar için 0 ile çarpılır (Kreyszig 2011).

Butterworth filtresi, ideal filtre özelliklerine yaklaşabilir. Diğer filtre tipleriyle karşılaştırıldığında, geçiş bandında istenen düz frekans tepkisi, filtre derecesi arttırdıkça keskinleşir. Daha yüksek dereceli bir filtre geçiş bandında daha iyi bir genlik koruması ve durdurma bandına daha keskin bir kesme eğrisi verir. Bununla birlikte, çok yüksek dereceli filtreler, sistemin hesaplama maliyetini arttırarak dijital bir uygulama için daha uzun hesaplama sürelerine neden olabilir.

2.3.5. Hilbert dönüşümü

Bir sinyalin analitik gösterimini (Sinyal zarfı ve tepe noktaları gibi) elde etmek için Hilbert dönüşümü (HT) kullanılır. Denklem (2.5)'te $A(t)$ anlık sinyal genliği ve $\omega(t)$ anlık frekanstır. (2.6)'da gösterilen kompleks değerli analitik fonksiyon $z(t)$, bir sinyalin kendisinin reel kısmı ile Hilbert dönüşümünün kompleks bileşeninden oluşur (Kreyszig 2011). Bir sinyalin bu gösterimi sinyal zarfını elde etmek için kullanılır. Zarf eğrisi, anlık analitik sinyalin $z(t)$ büyüklüğü çizilerek bulunur veya başka bir deyişle $A(t)$ eğrisini çizer.

$$z(t) = A(t)e^{j\omega(t)} \tag{2.5}$$

$$z(t) = z_r(t) + jz_r(t) = x(t) + jH(x(t)) \tag{2.6}$$

2.3.6. Spektral merkez, spektral düzlük, bant gücü

Spektral analiz, sinyalin ortalama frekans karakteristiklerini tanımlayan parametreleri (durağan analiz) açıklamak için kullanılır. FFT tabanlı temsillerin yanı sıra FFT, filtre bankaları ve dalgacıklar ile formüle edilmiş bant analizleri kullanılır.

2.3.7. Zaman boyutu öznitelikleri

Zaman boyutu öznitelikleri sinyalin zaman dizisindeki özelliklerin ortaya çıkarılmasını sağlar. Standart sapma, olay sayısı, medyan, mod, sıfır geçiş sayısı, ortalama, varyans, çarpıklık, basıklık ve diğer yüksek dereceli momentler gibi istatistiksel özniteliklerdir.

2.3.8. Ortalama güç

Genellikle sinyallerin enerji özelliklerini tanımlamak için kullanılan basit ve kullanışlı bir parametre, *N* uzunluğunda bir sinyal $x(i)$ için Denklem (2.7)'de ifade edildiği gibi P_{av} ortalama güçtür. Ortalama güç, sinyalin belli bir aralıktaki güç seviyesi hakkında bilgi verir.

$$P_{av} = 10.log_{10}\left\{\frac{1}{N}\sum_{i=0}^{N-1} x^2(i)\right\} \tag{2.7}$$
$$N = 0, \dots, N-1$$

2.3.9. Dinamik aralık

Denklem (2.8)'de gösterilen dinamik aralık (DR), ortalama gücün zamanla nasıl değiştiğini, farklı P_{av} anlarının hesaplanması ve varyanslarının ifade edilmesi için pencereleme tekniklerinin uygulandığı durumu ifade etmektir. Bu basit ve en etkili yol, ortalama güç ile birlikte sinyal güç seviyesi ve değişimi hakkında gerekli tüm bilgileri sağlayan bir parametredir (Dimoulas vd. 2008).

$$DR = 20.log_{10}\{\|max[x(i)] - min[x(i)]\|\} \quad (2.4)$$

2.3.10. Sessiz periyot, tepe geçiş ölçüsü, tepe sayısı, örnek sayısı

Bağırsak seslerinde sıkça kullanılan özniteliklerden, Sessizlik dönem indeksi (SPindex), tepe geçiş ölçüsü (PTM) ve tepe sayısı indeksi (NPindex), BS sinyalinin zaman dizisinden elde edilebilir. SPindex, önemli zarf değerlerinin sayısının toplam zarf uzunluğuna oranı olarak tanımlanır, dolayısıyla 0 ile 1 arasında değişir.

2.4. Öznitelik Çıkarımı ve Seçimi

Bir örüntü tanıma uygulaması geliştirilirken, sınıflandırma algoritmasına girdi olarak seçilecek öznitelikler bulunur. Çünkü sınıfları en iyi temsil edebilen özniteliklere göre sınıflandırmanın yapılması amaçlanır. Çoğu durumda başlangıçtaki ham veri sınıflandırma için uygun değildir. Daha küçük boyutlu öznitelik uzaylarında çalışmak daha verimlidir. Bu nedenle, daha iyi bir özellik setinin çıkarılabileceği şekilde orijinal özellik seti değerlendirmesinin yapılması önerilir. Bir sınıflandırma sisteminde iyi performans gösterecek öznitelikleri seçmek için, birbirinden ayrılması gereken farklı sınıfları neyin nitelendirdiği hakkında bilgi sahibi olmak çok önemlidir. BS özellikleri hakkında bilinçli bir seçim yapmak için, kaydedilen BS'nin özelliklerinin iyi analiz edilmesi gerekir.

Bağırsak sesleri için gerçek zamanlı bir tanıma sisteminin, girdiyi durmaksızın test ederek, girişte BS olup olmadığına karar vermesi gerekir. Bu yüzden böyle bir sistemin tasarımı için sınıflandırılmanın hızlandırılması ve kolaylaştırılması çok önemlidir. Bununla birlikte, hem zaman hem de frekansta tam bir çözümleme geleneksel integral tabanlı analizlerle hem hız, hem maliyet hem de gerçekleme açısından uygun değildir (Duda vd. 2000). Bu nedenle, anlık olarak sinyalin belirli bir kısmının dikkate alındığı kayan bir pencere yaklaşımı çokça uygulanmaktır. Bu, sabit örnek sayısına sahip bir pencerenin, her bir zaman adımında değerlendirildiği ve hesaplanan değerlerin bir öznitelik vektöründe depolandığı bir yöntemdir (Duda vd. 2000).

2.4.1. Örüntü tanıma ve sınıflandırma

Örüntü tanıma, belirli bir kalıbı veya yapıyı bir dizi ham girdi verisinde tanıma eylemidir ve modern otomatik sistemlerin giderek daha önemli bir parçası haline gelmektedir. Model tanıma algoritmalarını dijital sistemlere uygularken amaç, ham verileri belirli sayıda belirli sınıf veya kategoriye ayırmaktır.

2.4.2. Genel bir sınıflandırma sistemi

Toplanan ham veriden, sınıfları en iyi temsil eden daha küçük boyutlu öznitelikler çıkartılır. Öznitelik seti daha sonra girdi olarak bir özellik değerleri vektörü alan bazı karar kurallarını içeren sınıflandırıcıya iletilir. Karar kuralının çıktısı, söz konusu olgunun hangi sınıfa yakın olduğu gösterir (Duda vd. 2000). Öznitelikler çıkartılırken veri setinin istatistiksel özellikleri incelenir ve yapılar veya modeller aranır. Sonuç, yeni, görünmeyen veri örneklerini sınıflandıracak kesin bir ayırt edici işlevdir.

2.4.2.1. Çapraz doğrulama

Bir sınıflandırıcı tasarlanırken karşılaşılan bir hata, sınıflandırıcının performansını eğitim için kullanılan aynı veri setinde test etmektir. Bu, çoğu durumda, eğitim örneklerini mükemmel bir şekilde sınıflandıran ancak yeni örnekler üzerinde düşük performans gösteren bir sınıflandırıcıya yol açacaktır. Sınıflandırıcının sadece test setinde iyi performans göstermesi için, son sınıflandırma parametreleri elde edildikten sonra son değerlendirme için bir üçüncü doğrulama seti de bir kenara konulabilir. Test ve doğrulama için verilerin bir alt kümesini bir kenara koyma işlemi, çapraz doğrulama olarak adlandırılır (Duda vd. 2000).

2.4.2.2. Sınıflandırıcı değerlendirme metrikleri

Duyarlılık, hesaplanan gerçek pozitif orandır. BS bağlamında bu, sınıflandırıcıların, aslında bağırsak sesleri olan örnekler için "BS" sınıfını doğru bir şekilde tahmin etme yeteneğini ölçer (Duda vd. 2000). Özgüllük, gerçek negatif orandır. Bu metrik, sınıflandırıcıların aslında arka plan sinyali olan örnekler için "BS yok" sınıfını doğru bir şekilde tahmin etme yeteneğini ölçer. Hata oranı, sınıflandırıcı hata oranıdır. Bu metrik, gerçek sınıf etiketine bakılmaksızın, yanlış sınıflandırılmış numunelerin oranıdır. Hassasiyet, pozitif tahmini değerdir. Bu metrik, sınıflandırıcının negatif olan bir örneği pozitif olarak etiketlememesini hesaplar. Doğruluk, toplam doğruluk oranıdır. Bu metrik, gerçek sınıf etiketinden bağımsız olarak, doğru sınıflandırılmış numunelerin oranıdır.

- Duyarlılık = Doğru Pozitif/ (Doğru Pozitif + Yanlış Negatif)
- Özgüllük = Doğru Negatif/ (Doğru Negatif + Yanlış Pozitif)

- Hata Oranı = (Yanlış Pozitif + Yanlış Negatif)/Tüm Sonuçlar
- Hassasiyet = Doğru Pozitif/ (Doğru Pozitif + Yanlış Pozitif)
- Doğruluk = (Doğru Pozitif + Doğru Negatif)/Tüm Sonuçlar

2.4.3. Uzun süreli BS izleme

Uzun süreli BS izlemede, uyku süreleri tercih edilmeye başlanmıştır. Uzun süreli BS izlemesinde basit olması ve büyük miktardaki veri işleme zahmetinden kurtarması nedeniyle şimdiye kadar izlenen süreç; eşik kurallarını kullanarak sessiz periyot (arka plan gürültüsü ile birlikte) ve yararlı BS'yi (arka plan gürültüsünden daha büyük seviyeler) ayırmak ve uzun süreli güç aralıklarını bulmak için zaman-enerji veya zaman-frekans-enerji analiz kurallarını uygulamaktı. Uzun süreli ve kısa süreli bağırsak aktivitesi kayıt stratejilerinin her ikisinde de avantaj ve dezavantajları gözlemleyebiliriz. Uzun vadeli ortalama ile sunulan bilgi daha az açıklayıcı iken, çeşitli girişim gürültüleri ve yapay sesler analizi etkileyebilir. Öte yandan kısa süreli izleme, içerik yönetimini kolaylaştırır ve daha hassas sinyal işleme algoritmalarının uygulanmasına izin verir fakat yöntemin istatistiksel güvenilirliğinde olumsuz etkiye sahiptir. BS, genellikle, kalp atışı, hareket, nefes alma, vb. gibi diğer nesneler tarafından kirletilen, patlayıcı karakterli durağan olmayan kısa süreli bir sinyal olarak görülür. BS seviyesi, bağırsak hareketinin yoğunluğu ile ilişkilidir. Tipik olarak, BS'ler iki aktivite sınıfına ayrılır: tek patlama (SB) ve çoklu patlamalar (MB) (Dimoulas vd. 2008). SB kısa süreli kasılmaların sonucudur ve sivri sesler yaratır. MB, küçük ya da hiç boşluk içermeyen yan yana ortaya çıkan bir SB kümesinden oluşur. BS veya gürültünün yokluğunda sessiz periyotlar (QP) gözlemlenir. Muayene odasındaki ortam sesleri, algılayıcı ve mikrofonların kayma sürtünmelerinin veya deneklerin hareketlerinden dolayı bağlantı kablolarının neden olduğu sesler, seviyeleri çok küçük olsa bile sinyale eklenmektedir. Kalp atışı seslerinin çok zayıf genliğe sahip olması, çoğunlukla bebeklerde gözlendiği belirtilmiştir.

2.4.4. BS öznitelikleri

BS'nin son yıllarda yapılan araştırmalardan derlenen özellikleri aşağıdaki gibidir. Ani genlik patlamalarının sık olduğu bu zaman dizilerinde tekil, çoğul patlama çeşidine göre değişken genlikler görülebilmektedir. En karakteristik özelliği ani olması ve uzun sessizlik dönemlerine sahip olmasıdır. Ses şiddeti düşüktür, çoğu stetoskop kullanılmadan duyulmaz. Çizelge 2.1.'de BS'nin (Dimoulas vd. 2008) tarafından belirlenen bazı öznitelikleri ve BS türleri verilmiştir.

- Öğün alımından sonra artar.
- Normal bağırsak hızında dakikada 5 ile 30 BS görülebilir,
- Bağırsak hareketinin yoğunluğu ile ilişkilidir.
- Bağırsak sesleri mide, kalp, kas, hareketten kaynaklanan çevresel gürültü içerir.
- Bağırsak sesleri, durağan olmayan biyosinyallerdir.

- Bağırsak aktivitesi, omurilikle bağırsak duvarı arasındaki "nervi erigentes" sinirleri tarafından kontrol edilmektedir.
- BS'nin, irritabl bağırsak ve Kron (Crohn) gibi bazı hastalıkların teşhisinde kullanılabileceğine dair çalışmalar yapılmıştır.
- Klinik olarak anlamlı sonuçlar için, uzun süreli kayıt yapılması önerilmektedir.
- Spektrum, zaman, genlik, sessizlik süre analizleri, BS'nin en çok kullanılan öznitelik alanlarıdır.
- BS'ler iki aktivite sınıfına ayrılır: tekil patlama (SB) ve çoklu patlamalar (MB).
- BS veya gürültünün yokluğunda QP gözlemlenir.
- BS enerjisinin %95'i 100-500 Hz frekans bandı aralığındadır.
- Genellikle çevre gürültüsünden daha yüksek genliğe sahiptir.
- Ses süreleri 10 ms ile 1 s arasındadır.

Çizelge 2.1. BS türleri ve bazı öznitelikleri (Dimoulas vd. 2008)

Dimoulas'ın BS Sınıflandırması	Süre (sn)	En az	En fazla	Spektral Merkez (Hz)	En az	En fazla	BW (Hz)	En az	En fazla
Tekil Patlama Biçimindeki BS									
Ani	0,12	0,03	0,3	500	200	2500	200	45	1200
Çoklu-Tekil Patlama Biçimindeki BS									
Ani	0,40	0,09	1,5	400	250	1400	150	40	800
Tekil-Çoklu Karışık Patlama Biçimindeki BS									
Karışık	1,10	0,17	2	550	300	1800	200	50	850
Çoklu Patlama Biçimindeki BS									
Sürekli	0,80	0,20	3	500	250	1700	240	35	750
Islıklı Çoklu Patlama Biçimindeki BS									
Sürekli	0,60	0,28	3	450	240	750	100	25	250
Ortalama	0,60	0,15	1,96	480	248	1630	178	39	770

Bununla birlikte önceki çalışmalarda kullanılmış olan öznitelikler şu şekilde sıralanmıştır; sayı, süre, spektrum, yoğunluk, ritim, sessizlik süresi, ortalama, enerji, histogram, SNR, MSE, dağılımlar, varyans, geçiş zamanı, olay indeksi, konumlandırma, sayı/dk, ses yüzdesi, ses-ses aralıkları, standart sapma, ses haritası, tepe sayısı, ayrılmış BS formları (normal ve sirozlu hastalar), 6 kanal BS verisi, şiddet, frekans, hareketlilik indeksi, farklı SNR ve yöntemlerde elde edilen gürültüden arındırılmış BS sinyali, sinyal dizisi, güç, DR, RMS, güç spektrumu, eCTT, tepe frekansı, baskın frekans, spektrum, benzerlik-korelasyon analizi, SLD ses haritası, GIM görüntüleme, BS olay sayısı, BS olayları arası QP spektrogramı, BS uzunluğu, dalga bileşeni, basınç endeksi, bileşen miktarı ve bileşen aralık süresi, spektral düzlük, spektral bant genişliği, ortalama geçiş oranı, MMC döngü süreleri ve fazları, ses/sessizlik oranı, medyan.

2.5. Akustik Konumlandırma Yöntemleri

Bağırsak ses verisi kullanarak, BS tespitinden akustik haritalamaya kadar giden süreçte, literatür taramasına güncel bazı çalışmalar eklenmiştir. Akustik hüzmeleme (Beamforming (BF)) teknikleri araştırılmıştır. BF, bir dizi sensörden gelen sinyalleri uzamsal olarak filtrelemek, matematiksel olarak yönlendirmek için bir veri işleme yöntemidir. Akustik hüzmeleme, öznitelik çıkarma ve kaynak konumlandırma (SL) olmak üzere 2 ana amaca dayanır. Akustik konumlandırma (AL) algoritmaları uzak alan mikrofon dizisi ölçümlerini almak, kaynakların dağılımını haritalamak ve en güçlü kaynakları bulmak için kullanılır.

İlk belgelenmiş BF çözümü 1940'lardaki askeri uygulamalara kadar uzansa da Billingsley ve Kinns (1976)'daki çalışmalarında akustik teleskop ile ilk adımı attı. Hem zaman hem de frekans alanlarında, kaynak-alıcı bağımlılığına dayanan BF ilerleyen yıllarda teknik açıdan geliştirildi. Uzamsal seçicilik, diziyi tercihli bir yönde matematiksel olarak yönlendirerek (veya kaynak-alıcı mesafesine göre odaklayarak) mümkün oldu.

2.5.1. Hüzmeleme (BF) yöntemleri

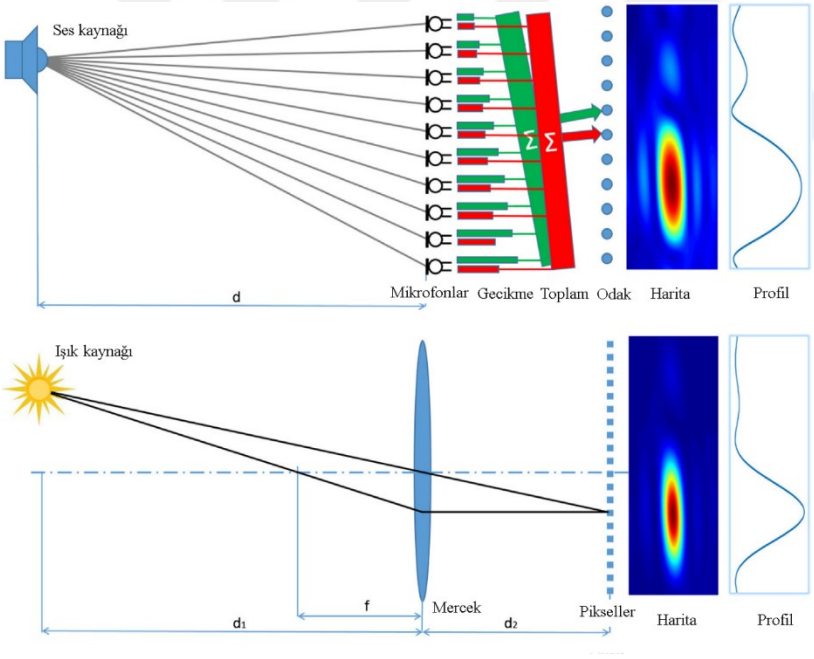
BF algoritmaları, belirli bir yönde dizinin sinyal yakalama yeteneklerini geliştirir, yönlendirme yönü kaynağın yayılma yönüne daha yakın olduğunda daha güçlü bir hüzme oluşturucuya yol açar. Hüzmeleme, bir dizi sensörden gelen sinyalleri uzamsal olarak filtrelemek, matematiksel olarak yönlendirmek için kullanılan bir veri işleme yöntemidir. Akustik hüzmeleme, sinyal çıkarma, adresleme kaynağı yerelleştirme ile ilişkilidir. Hem zaman hem de frekans alanlarında, kaynak-alıcı bağımlılığına dayanır. Akustik hüzmeleme, uzak alan mikrofon dizisi ölçümlerini almak, kaynakların dağılımını haritalama ve en güçlü kaynakları bulmak için kullanılır. Gerçekten de hüzme oluşturma algoritmaları, belirli bir yönde dizinin sinyal yakalama yeteneklerini geliştirerek,

yönlendirilen bir sinyale, yani yönlendirme yönü kaynağın yayılma yönüne daha yakın olduğunda daha güçlü olan hüzme oluşturucuya yol açar (Merino-Martínez vd. 2019). Şekil 2.4'te BF yöntemlerinin mercek modeliyle bir açıklaması görülmektedir.

$$bf\left(\overrightarrow{x_p}, t\right) = \frac{1}{M}\sum_{m=1}^{M} w_m A_m\left(\overrightarrow{x_p}, \overrightarrow{x_m}\right) P_m\left(t - \frac{\left|\overrightarrow{x_p} - \overrightarrow{x_m}\right|}{c}\right) \qquad (2.9)$$

$$\overrightarrow{x_p}, p = 1, \ldots, N, \qquad \overrightarrow{x_m}, m = 1, \ldots, M$$

N tane kontrol noktası olsun. M tane mikrofona ait hüzmeleyici bf denklemi (2.9)'daki gibi verilir (Merino-Martínez vd. 2019). Burada, c ortamdaki yayılma hızı, P_m, m. mikrofondaki ses sinyali (Basınç), w_m m. mikrofona uygulanan ağırlık vektörü ve $A_m\left(\overrightarrow{x_p}, \overrightarrow{x_m}\right)$ ölçekleme faktörüdür.



Şekil 2.4. BF yöntemlerinin mercek modeliyle açıklanması (Merino-Martínez vd. 2019)

BF performansını en üst düzeye çıkarmak için; mikrofon dizisi performansı, mikrofon dizisi tasarımı (akustik alan üzerindeki etkisini, akustik şeffaflık), mikrofon dizisi kalibrasyonu, belirsizlik değerlendirmesi, donanım metrolojik (ölçümsel, mikrofon yerleşimi) performansı ve verimliliğine dikkat edilmelidir (Merino-Martínez vd. 2019). Çözünürlük: Rayleigh kriterine göre, ana tepe noktası ile dizi modelinin ilk minimum

değeri arasındaki dalga sayısı düzlemindeki mesafedir. Maksimum Yan Lob Düzeyleri (MSL) veya Ana Lob-Yan Lob Oranı (MSR): MSL parametresi, dizinin yönlendirilmediği/odaklanmadığı yönlerden gelen kaynakları reddetme yeteneğini ölçer (Merino-Martínez vd. 2019). Dizi modelindeki yan loblar, akustik haritada yanlış tepe noktaları/kaynaklar üretecek odak dışı yönlerden yerel maksimum değerlerdir. MSL parametresi bu nedenle en yüksek yan lobun gücünü ölçer. İyi bir aşamalı dizinin ana lob seviyesine göre düşük bir MSL göstermesi gerektiği açıktır. Örnek olarak, rastgele dağıtılmış *n* mikrofonlu bir dizide , ortalama yan lob seviyesi 1/n ana lob kuvvetinin yaklaşık MSL değeri Denklem (2.10)'daki gibidir (Merino-Martínez vd. 2019).

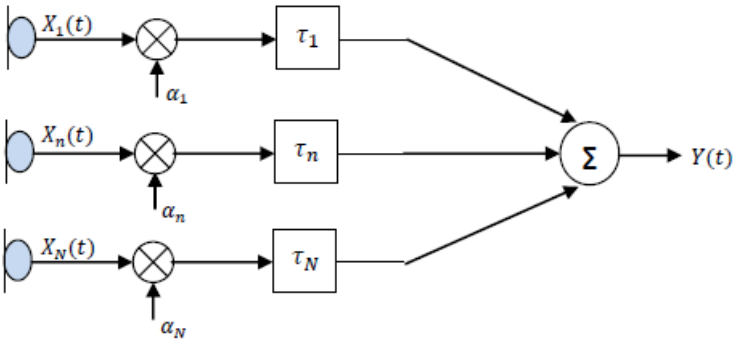
$$MSL = -10.log\frac{1}{n} \tag{2.10}$$

Ana lob-yan lob oranı (MSR): Ana lobun en önemli yan lob ile olan yüksekliğinin oranını ifade eder. Ana lobun tepe noktasını 0 dB, yan loblar ise ana lobdan aşağı bir dB'de görüntülemek için dizi desenini normalleştirmek ve logaritmik ölçeğe dönüştürmek yaygındır. Bu şekilde, MSR basitçe ana lob ile en güçlü yan lob arasındaki farktır (Merino-Martínez vd. 2019). Uzamsal örtüşme: Mekânsal örtüşme, dizinin açıklığı, belirli bir dalga boyu için sensörler tarafından uzayda yeterince örneklenmediğinde meydana gelir. Örnekleme frekansı Nyquist kriterini karşılamadığında zaman alanında meydana gelen aynı etkidir. Ancak, zaman alanı örtüşme hatası, kenar yumuşatma filtreleri uygulanarak önlenebilirse, uzamsal alanda benzer bir işlem uygulanamaz. Dizi açıklığının uzamsal yetersiz örneklenmesi, çoklu varış yönleri arasında ayrım yapamama ile sonuçlanır. Akustik bir haritada, bu etki, gerçek kaynaklara benzer hayalet düzey kaynakları verir. Düzenli dizilerde (örneğin kare kafes diziler) her zaman ciddi örtüşme sorunu oluşur. Uzamsal örtüşmeyi azaltmak için bir seçenek, yarım dalga boyunu (Nyquist oranı) aşmayan bir aralıkta uzamsal olarak örneklemektir. Nyquist kriterini karşılamak için önemli sayıda sensör kullanmak yerine diğer seçenekler kabul edilir (Merino-Martínez vd. 2019). Örtüşmeyi önemli ölçüde azaltmak için, mikrofon dizileri, örneklemede artıklık olmamasını garanti etmelidir. Bu, neredeyse benzersiz sensör içi boşluklara (vektör boşlukları olarak da bilinir) sahip diziler kullanılarak başarılabilir. Bu strateji, araştırmacıları düzensiz veya periyodik olmayan dizilere yönlendirmiştir. Nokta yayılma fonksiyonu (PSF): Gecikme ve toplama (D&S) gibi bir hüzmeleme algoritmasının çıktısı, bir Nokta Yayılma Fonksiyonu (PSF) ile gerçek kaynak dağılımının bir evrişimi olarak yorumlanabilir. Hem kontrol noktalarının hem de dizinin özelliklerine bağlı olan PSF, odaklanmış bir görüntüleme sisteminin dürtü yanıt işlevini temsil eder ve kontrol noktaları-dizi sisteminin sensörlere yayılan kaynağı nasıl bulanıklaştırdığı hakkında bilgi sağlar. Bazı durumlarda, örneğin kaynak bölge diziden uzaklıkla karşılaştırıldığında küçük olduğunda, PSF'nin kaymadan değişmez olduğunu varsaymak mümkündür (Merino-Martínez vd. 2019). Kaynak gücü tahmini; kaynak yerelleştirme doğruluğu ve odaktan uzaklaşma; ortam koşullarına duyarlılık, yakın ortamlar için yansıma ve kırınım hüzme oluşturma çıktısını etkiler. Çevresel

koşullar akustik huzme oluşturma güvenilirliğini güçlü bir şekilde etkiler; bu çoğunlukla aeroakustik uygulamalarda ve özellikle rüzgâr tüneli testlerinde kanıtlanmıştır (Merino-Martínez vd. 2019). Ses yansıması veya kırınımı, huzme oluşturma algoritmasında uygulanan yayılma modeli gerçek yayılmaya yeterince yaklaşmadığında ortaya çıkan hayalet kaynakların varlığına neden olur (Merino-Martínez vd. 2019).

2.5.2. Gecikme ve toplam hüzme oluşturucu

En temel BF teorisi gecikme ve toplam hüzme oluşturucu (D&S) algoritmasıdır. D&S diziyi sanal olarak yönlendirerek veya belirli bir yöne (düzlem dalga yayılımı) veya uzayda belirli bir noktaya odaklayarak faz gecikmesini arar. Koordinat sisteminin orijini dizinin faz merkezi ile çakıştığı varsayılarak, dizinin her bir mikrofonu tarafından kaydedilen her zaman sinyali, uzaydaki bağıl kontrol noktası-alıcı konumu ve akustik dalganın dikkate alınan ortamdaki yayılma hızı dikkate alınarak her bir kontrol noktasına geri yayılır. Aslında, bu iki terim, diziyi belirli bir kontrol noktasına sanal olarak odaklarken dikkate alınması gereken zaman gecikmesini (veya faz kaymasını) sağlar. Gecikmeli veriler daha sonra hüzme oluşturucuyu verecek şekilde Şekil 2.5'teki gibi toplanır (Merino-Martínez vd. 2019).



Şekil 2.5. Gecikme ve toplam hüzme oluşturucu (D&S BF)

2.5.3. Minimum varyans distorsiyonsuz hüzme oluşturucu

Minimum varyans distorsiyonsuz (MVDR) hüzme oluşturucu, dizi çıkış gücünü en aza indirir ve istenen sinyale doğru distorsiyonsuz bir ana lob tepkisi sağlar (Merino-Martínez vd. 2019).

2.5.4. Capon hüzme oluşturucu

Capon hüzme oluşturucu, ilgili sinyale karşılık gelen dizi yönlendirme vektörünün doğru bir şekilde bilinmesi koşuluyla, standart (veriden bağımsız) hüzme oluşturucudan daha iyi çözünürlüğe ve çok daha iyi girişim reddetme kabiliyetine sahiptir. Bununla birlikte, yönlendirme vektörünün bilgisi kesin olmadığında (pratikte çoğu zaman olduğu gibi), Capon hüzme oluşturucunun performansı standart hüzme oluşturucunun performansından daha kötü olabilir (Merino-Martínez vd. 2019).

2.5.5. Frekans alanı hüzmeleme yöntemleri

Kaynakların frekans-zaman spektogramına göre çapraz spektral matrisi ağırlıklandırarak oluşturulan hüzmeleme tekniğidir (Merino-Martínez vd. 2019).

2.5.6. Korelasyon yaklaşımı hüzmeleme yöntemleri

Birikmiş korelasyon, tepe noktasını seçmek yerine her mikrofon çiftinin tüm çapraz korelasyon vektörünü koruyarak gürültü sorununu ele alır. Birikmiş korelasyon, bir karar vermeden önce mevcut tüm bilgileri dikkate alır ve bu da sağlamlığı sağlar (Merino-Martínez vd. 2019).

2.5.7. Akustik dizi tasarımı

Akustik olarak şeffaf bir dizi genellikle tel çerçeve benzeri bir yapı üzerine yerleştirilmiş bir dizi çok yönlü mikrofondan oluşur. Akustik olarak şeffaf durum, mikrofonlar, kablolar ve montaj destekleri dizinin bulunduğu ses alanını etkilemezse elde edilir. Bu düzenlemenin elde edilmesi orta ve düşük frekanslı uygulamalar için nispeten kolayken, çok yüksek frekanslı ses alanlarının analiz edildiği (örn. Tel çerçeve yapısı, kesinlikle hüzme oluşturma testlerinde kullanılan en yaygın yapıdır. Bir dizi tasarlamadaki birincil zorluk, sınırları çalışma frekansı aralığı açısından tanımlamaktır. Önemli bir parametre dizinin boyutudur. Dizinin açıklık boyutu, yeterli bir çözünürlükle gözlemlenebilen en düşük frekansı veya belirli bir dalga boyu için tam tersi çözünürlüğü belirler. Sensör içi boşluk, dizinin yüksek frekans davranışını belirler: sensör içi boşluk ne kadar küçükse, uzaysal örtüşme sorunlarına neden olmadan çözülebilen frekans o kadar yüksek olur. Dizi boyutu ve sensör içi aralığın ve mevcut alım kanallarının kombinasyonu diziye monte edilecek sensörlerin sayısını belirler. Pratik ve ekonomik kısıtlamalarla birlikte tüm bu kavramlar, mikrofon konumlarının matematiksel optimizasyon prosedürlerinden yararlanılarak tanımlanması gereken dizinin tasarımını yönlendirir. Bazı dizi tasarımları geometrik (kare, dikdörtgen, kafes, çapraz şekilli,

dairesel vb.), seyrek, rastgele, spiral, yuvalanmış olabilmektedir (Merino-Martínez vd. 2019).

Geometrik diziler, sensörlerin düz, çapraz veya dairesel/çok daireli şekiller ve basit geometrik şekiller üzerinde düzenlendiği dizilerdir. Bu dizilerin oluşturulması basittir ve ancak içsel geometrik düzenlilik, akustik haritalarda örtüşme ve hayalet kalıplarına neden olur. İyileştirmek için sinyal işlemeye dayalı bazı stratejiler benimsenebilir. Seyrek diziler, kafes diziler olarak normal diziden başlayarak ve benzersiz sensör içi boşluklar elde etmek için mikrofonları çıkararak elde edilir. Sahte yan lobların daha iyi bir minimizasyonu rastgele diziler ile elde edilebilir. Diğer a-periyodik diziler gibi, rastgele diziler de örtüşme problemlerinden kaçınmayı mümkün kılar ve akustik haritalardaki sistematik kalıpları önemli ölçüde azaltır. Ancak, sınırlı sayıda sensör kullanılıyorsa, MSL ve yan lob seviyeleri optimal değildir. Ayrıca, belirli bir frekans aralığı için rastgele tasarımın geliştirilmesi sıkıcı bir deneme yanılma prosedürü olabilir ve karmaşık sayısal optimizasyon gerektirebilir. *Dizi kalibrasyonu:* Mikrofon dizisi kalibrasyonunun ana hedefleri, her bir mikrofon kanalını etiketlemek, mikrofonlar arası faz gecikmesini değerlendirmek ve düzeltmek, tüm dizinin yönlülük yanıtını tahmin etmek ve kurulu mikrofonların konumunu belirlemektir. Teorik ve gerçek mikrofon konumu arasındaki küçük farklılıklar, hüzme oluşturma sonucunu etkiler. Akustik hüzme oluşturmanın gücü, her bir sensörün kalitesinden ziyade mikrofonlar arasındaki "iş birliği" ile ilgilidir (Merino-Martínez vd. 2019). *Belirsizlik değerlendirmesi:* Akustik hüzmeleme, çok sayıda mikrofonun yönetimine ve kaydedilen akustik sinyalin kapsamlı bir şekilde işlenmesine dayandığı için karmaşık bir ölçüm sistemidir.

Tez çalışmasında ana motivasyonumuz BS'nin konumlarını tespit etmek üzere çok kanallı sensör dizisi tasarlamak ve bu tasarımla BS konumlarını tespit etmektir.

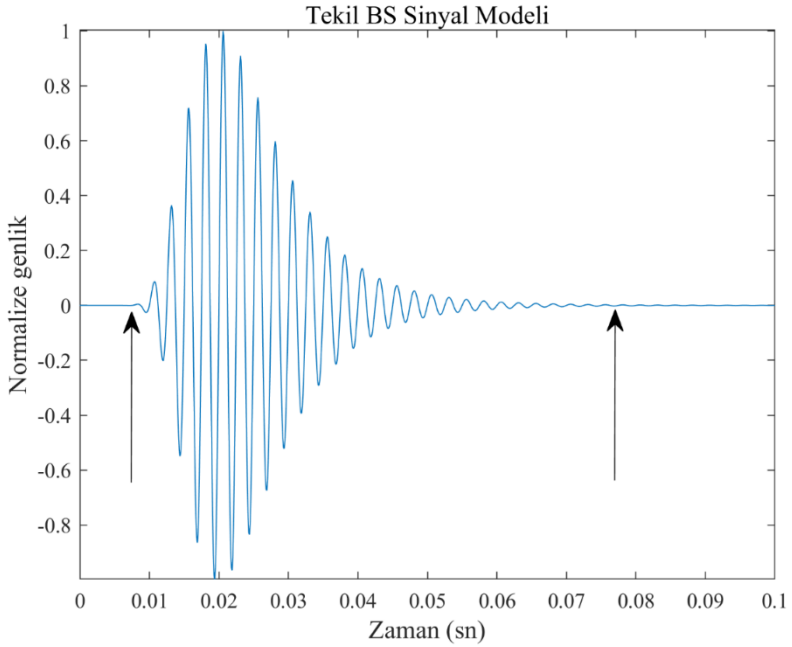
3. MATERYAL VE METOT

3.1. BS Tespitinde Çoklu Algılayıcı Kullanımı

BS tespit araştırmalarında sıkça kullanılan elektronik stetoskop veya kablosuz tek algılayıcıya sahip tasarımlar BS'yi tespit edebiliyor olsa bile tek sensörle BS'nin yerinin tespit edilebilmesi mümkün değildir. Konumlandırma için karşılaştırma yapılabilecek şekilde en az 2 sensöre ihtiyaç vardır. Son yıllarda BS araştırma çalışmalarında çok kanallı tasarımlar daha çok tercih edilmektedir. Çoklu sensörle donatılmış tasarımlarla birlikte, sensörlerden algılanan ses sinyalleri arasındaki gecikme, genlik, faz ve çapraz spektral frekans ilişkilerinden yararlanarak BS yeri tespit edilebilir. Bu tez çalışmasında, yapılan tasarımla sadece BS tespiti değil aynı zamanda BS'nin konumunun da bulunması amaçlanmış ve tespit edilen her BS çerçevesinin konumu bulunmuştur.

3.2. BS Sinyal Modeli

Du vd. tarafından (2018c)'de yay-kütle ilişkisinden yararlanarak modellenen BS Denklem (3.1)'deki gibidir. Modelde, BS'ni simüle etmek için kullanılan $P_{BS}(t)$ bireysel dalga bileşeni, $P_{m,i}$ basınç endeksi, N bileşen miktarı ve T_i bileşen aralık süresi olmak üzere dört farklı bileşen önerildi. $P_{BS}(t)$ bağırsak boyutlarıyla, $P_{m,i}$ bağırsak içindeki basınçla, N ve T_i ise bağırsak kasılması ve gevşeme düzeniyle ilişkilidir.



Şekil 3.1. Tekil BS sinyal modeli

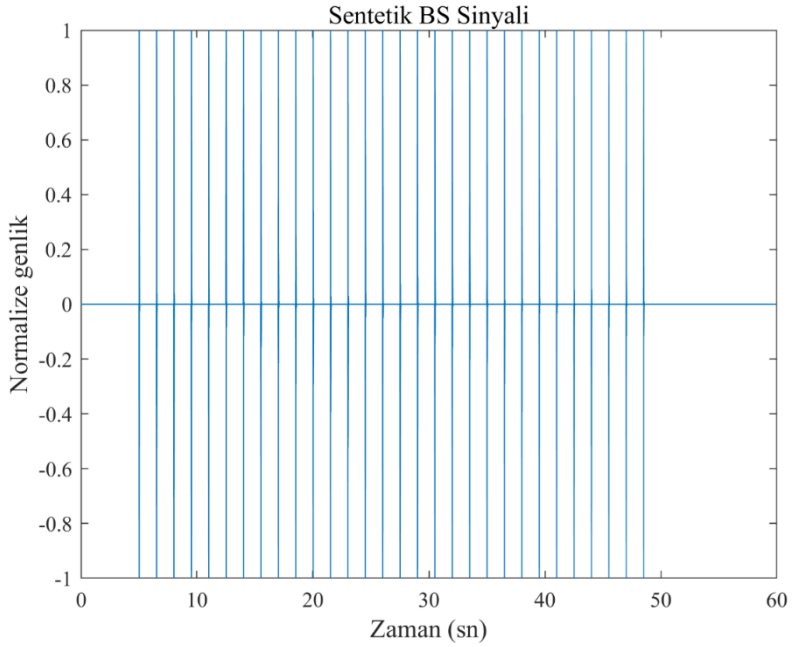
$$P_{BS}(t) = \sum_{i=1}^{N} \frac{P_{m,i}\, sin\left(2\pi f_{iwc}\left(t - \sum_{k=1}^{i} T_i\right)\right)}{\left(t - \sum_{k=1}^{i} T_i\right)} e^{-E/\left(t - \sum_{k=1}^{i} T_i\right)} + n(t) \quad (3.1)$$

Örnekleme frekansı 10 kHz seçildiğinde, modelden oluşturulan Şekil 3.1'de gösterilen tekil BS'nin ortalama frekansı 400 Hz, süresi ise 0,07 sn olmaktadır.

3.3. BS Ses Dosyaları

BS matematiksel modelinden oluşturulan tekil BS'den sentetik BS sinyali üretmek için aşağıdaki kriterler gözetilmiştir. Sinyalin ilk 5 sn ve son 10 sn'sinin QP olması, tekil BS modelinden 1,5 sn'lik QP'ler ile 30 tane BS içermesi ve toplam sinyal süresinin 60 sn olmasıdır. Bu kriterlere göre elde edilen sinyal Şekil 3.2.'de gösterilmiştir.

Bu BS sinyali kullanılarak, ilerleyen bölümlerde bahsedilecek olan donanım üzerinde önceden belirlenen konumlar üzerinde 10 kHz ve 44 kHz örnekleme frekanslarında kayıtlar alınmış, DB_10k ve DB_44k BS veri tabanları oluşturulmuştur.



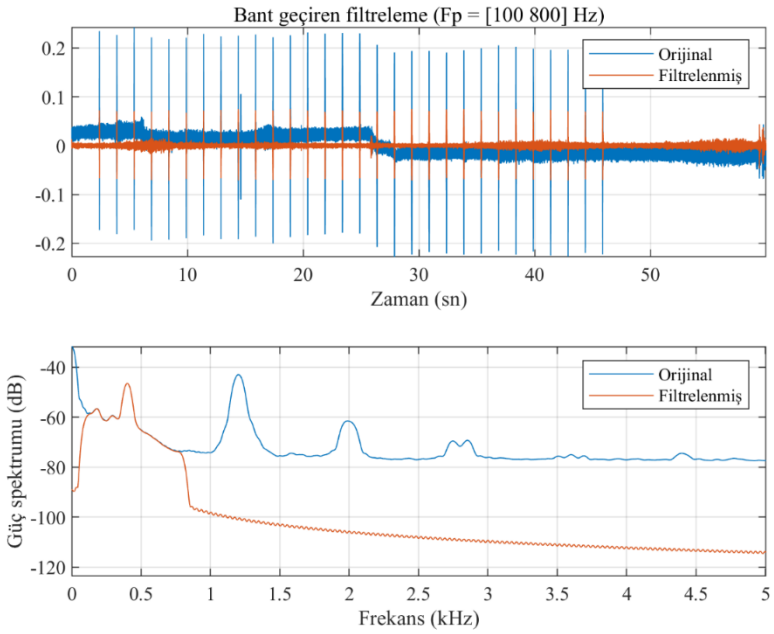
Şekil 3.2. Tekil modelden oluşturulan sentetik BS sinyali

3.4. BS Tespit Yöntemi

Bu bölümde, BS tespit yöntemine yer verilmiştir. Alt bölümlerde anlatılan adımlardan, bir BS kaydındaki 5 mikrofon verisinin tüm kanallarına da ayrı ayrı uygulanmıştır. Adımların anlaşılması adına, şekillerde bulunan tekil sinyal gösterimleri, 44 kHz'de örneklenmiş BS kaydının 2. kanalındaki sinyali göstermektedir. BS tespiti, önişleme ve filtreleme, sinyali enerji seviyelerine göre bölümlere ayırma, çok kanallı çapraz doğrulama bölümlerinden oluşmaktadır.

3.4.1. Önişleme ve filtreleme

Gürültülü kayıtlardan BS tespiti yapılmadan önce kayıtların gürültüden arındırılması gerekir. Bunun için çalışmamızda 3 aşamalı bir filtreleme kullanılmaktadır. İlk aşamada sinyalin ortalamasının tüm örneklerden çıkarılmasıyla mikrofonların dc seviyelerinden (1,25 V) kaynaklanan ofset hatası giderilmiştir. İkinci aşamada, sinyal yeterli uzunlukta olduğu için 8. dereceden (60 dB durdurma ve 0,1 dB ana sinyal zayıflaması olan) sonlu darbe tepkisi (FIR) BGF ile 100-800 Hz dışında kalan frekans aralıkları Şekil 3.3.'te görüldüğü gibi temizlenmiştir.

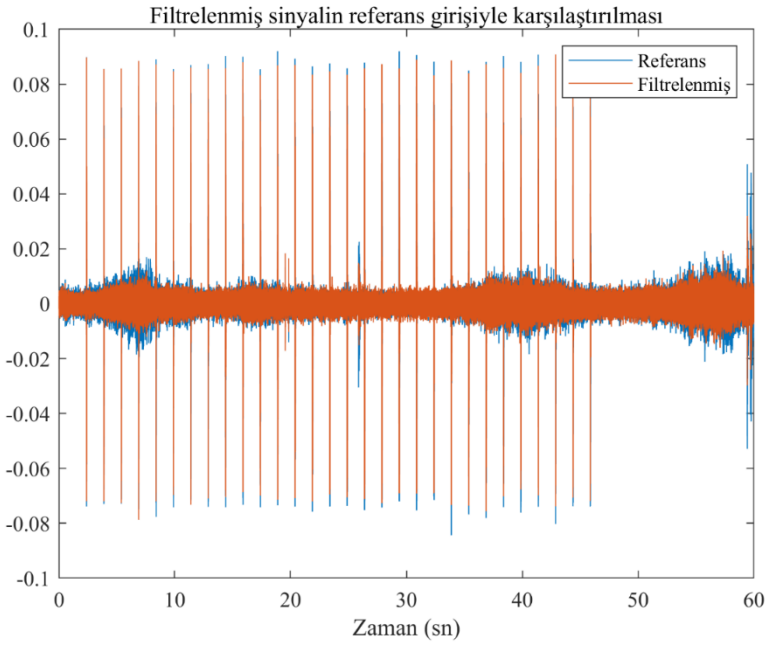


Şekil 3.3. BGF ile filtreleme (100-800 Hz)

Üçüncü aşamada ise donanımın tam ortasına ters konumlandırılmış mikrofondan gelen çevresel gürültü sinyali referans alınarak, (Wang vd. 2022)'deki çalışmaya benzer

şekilde 16. dereceden unutma faktörü 1 olan özyinelemeli en küçük kareler (RLS) adaptif filtre ile tüm kanallardaki çevresel gürültü etkisi en aza indirilmeye çalışılmıştır. Şekil 3.4.'te sonucu gösterilen RLS filtresinde, P_k kovaryans matrisiyle adaptif ağırlıklar, her iterasyon Denklem (3.2)'deki gibi hesaplanır.

$$W_{k+1} = W_k + \frac{P_{k-1}\Phi_k}{1 + \Phi_k^T P_{k-1}\Phi_k}[X_k - \Phi_k^T W_k] \tag{3.2}$$

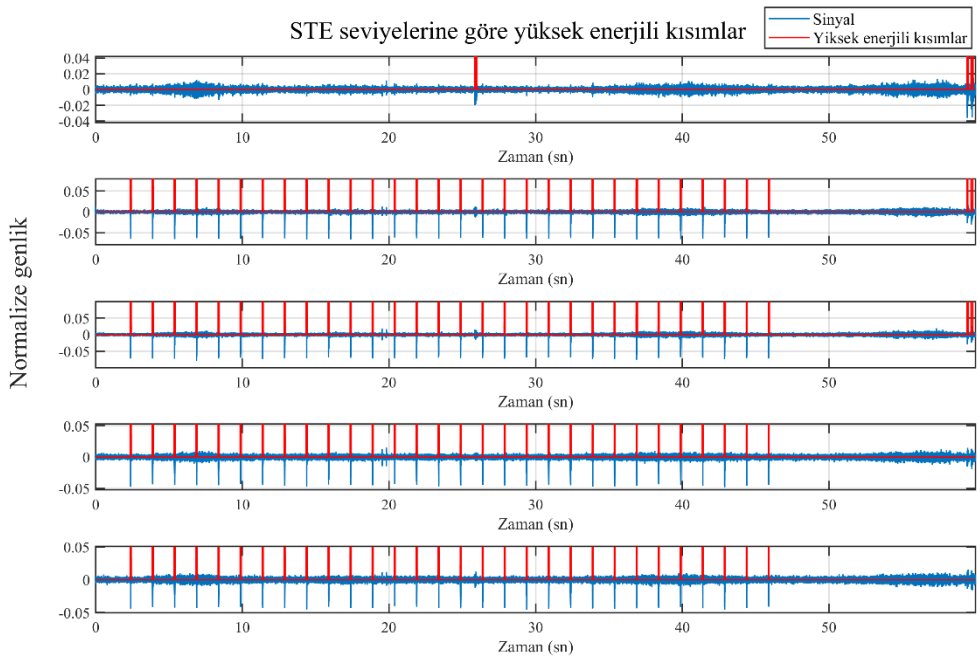


Şekil 3.4. RLS filtreleme (Referans ters mikrofon)

3.4.2. Sinyali enerji seviyelerine göre bölümlere ayırma

Önceki çalışmalarda, BS tespiti için kayıtlardaki yüksek enerjili, ani değişim gösteren kısımların ortaya çıkarılması için literatür özetinde bahsedildiği gibi birçok yöntem kullanılmıştır. Çalışmamızda, kayan pencere uzunluğu 0,03 sn, (Dimoulas vd. 2008)'deki çalışmada tespit edilen en küçük BS süresi olarak alınmıştır. Filtreleme adımlarından sonra, sinyalin olay bölgelerinin çıkartılması için, uzunluğu 0,03 sn olan kayan bir pencere, 0,02 sn'lik adımlarla sinyal üzerinde kaydırılır ve sinyalin STE seviyeleri belirlenir. STE eşik seviyesi sinyalin SNR koşullarına bağımlılık göstermektedir.

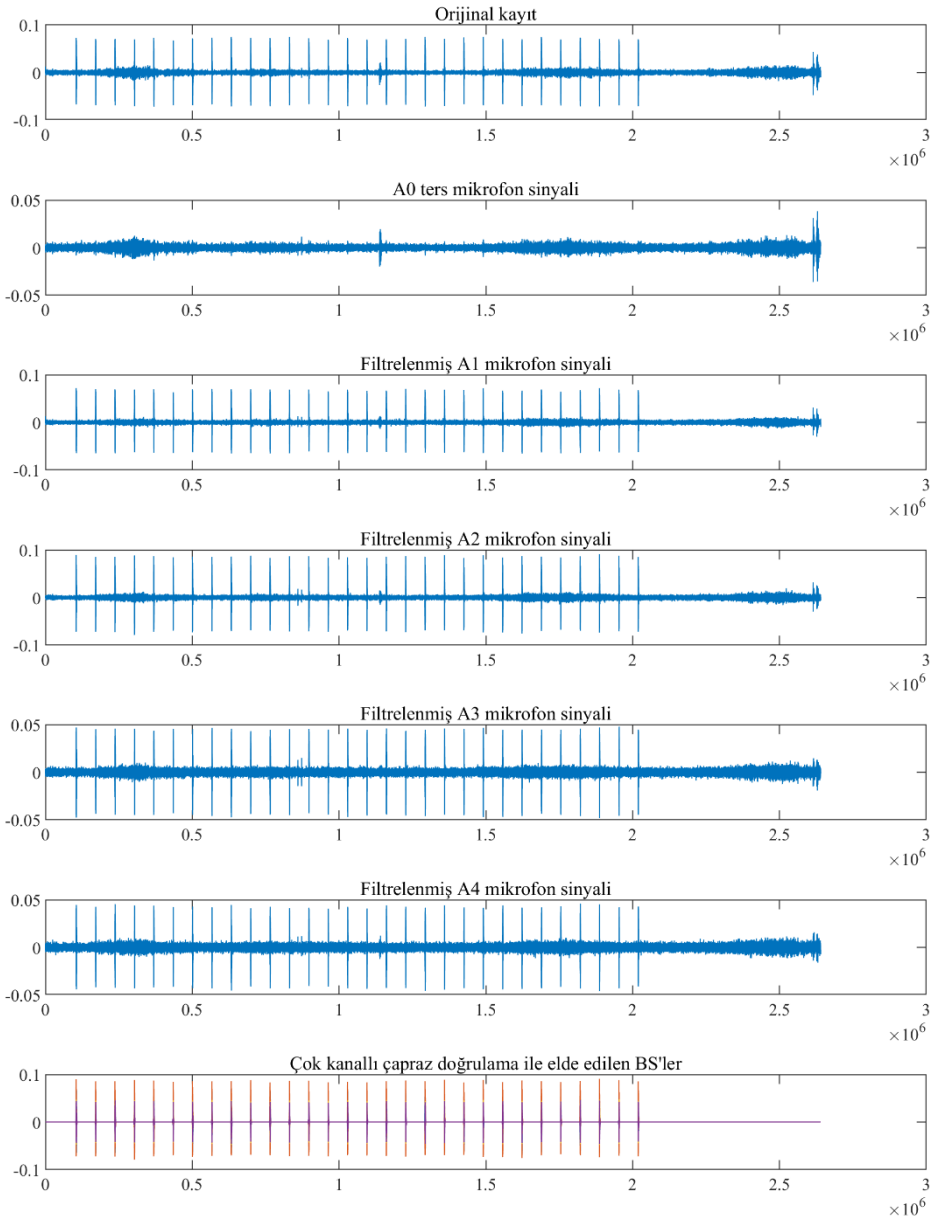
Sinyali kesmek için kullanılacak olan eşik değeri ise aşağıdaki şekilde hesaplanmıştır. Her kayıtta ayrı hesaplanmak üzere, 5 kanalın her birinin normalize STE dağılımlarının ortalama değeri bulunduktan sonra, en küçük 2. değer (gürültü kanalının STE değerinden büyük olan ilk değer) eşik değeri olarak alınmıştır. Şekil 3.5.'te her kanal için sinyalin yüksek enerjili kısımları gösterilmiştir.



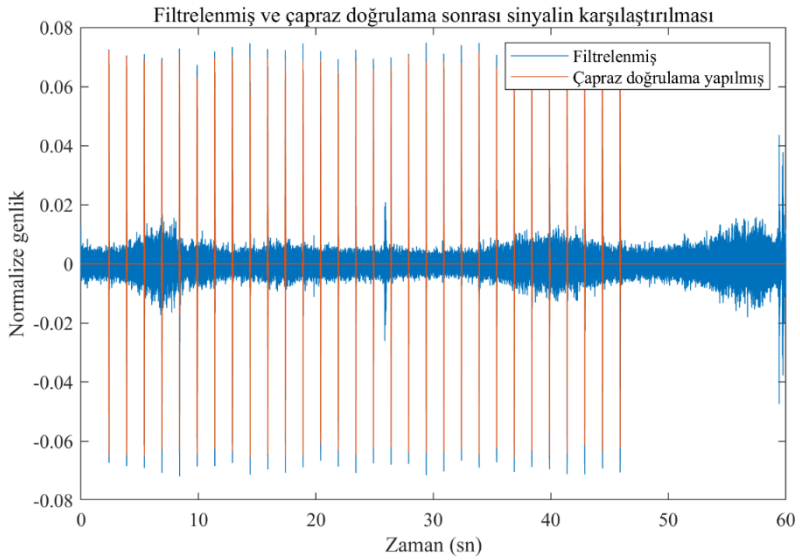
Şekil 3.5. STE ile sinyalin yüksek enerjili kısımları (5 kanal için)

3.4.3. Çok kanallı çapraz doğrulama

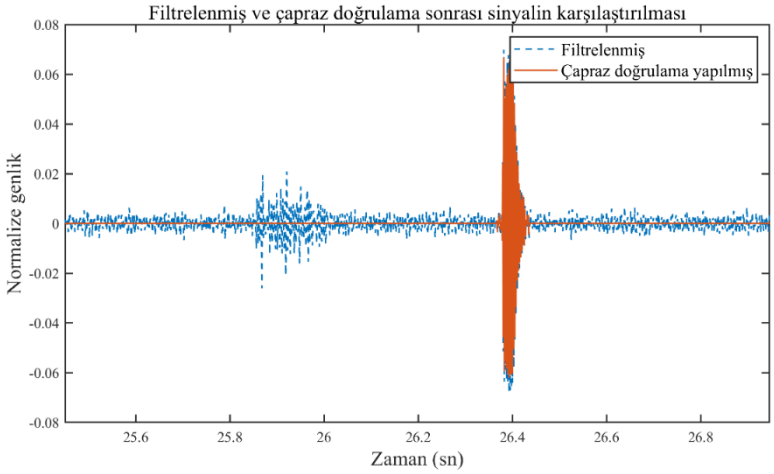
Çok kanallı verinin avantajlarından birisi de, kanallardaki veriyi birbiriyle karşılaştırarak çapraz doğrulama yapılabilmesi ve ters mikrofon verisiyle de dış gürültünün atılabilmesidir. Bu amaçla, bir önceki bölümde bahsedilen STE tepe noktalarını ve eşik değerini kullanarak tüm kanallardaki yüksek enerjili parçaların başlangıç ve bitiş indeksleri belirlenir. Her çerçeve için bu noktalar dışında kalan kısımlar 0 ile çarpılarak QP olarak atanır. Ters mikrofon verisinde, STE eşik seviyesi üzerinde kalan kısım var ise, tüm kanallardan bu kısımlar 0 ile çarpılarak atılır ve taban gürültüsü ile yüksek enerjili dış gürültü tamamen temizlenmiş olur. Bu işlem yapılırken, STE eşik seviyesinin üzerindeki dış gürültü ve kanallarda oluşan BS'nin aynı zamana denk gelmesi veya örtüşmesi durumunda, bu BS kaybedilmiş olacaktır. Çok kanallı çapraz doğrulama adımları Şekil 3.6. a)'da, algılayıcı mikrofonlardan birinin çok kanallı çapraz doğrulama öncesi ve sonrası görüntüsü Şekil 3.6. b)'de, tespit edilen bir BS (kırmızı) ve gürültü (mavi) Şekil 3.6. c)'de gösterilmiştir.


Orijinal kayıt
A0 ters mikrofon sinyali
Filtrelenmiş A1 mikrofon sinyali
Filtrelenmiş A2 mikrofon sinyali
Filtrelenmiş A3 mikrofon sinyali
Filtrelenmiş A4 mikrofon sinyali
Çok kanallı çapraz doğrulama ile elde edilen BS'ler
×10^6

(a)



(b)



(c)

Şekil 3.6. a) Çok kanallı çapraz doğrulama adımları; **b)** Algılayıcı mikrofonlardan birinin çok kanallı çapraz doğrulama öncesi ve sonrası görüntüsü; **c)** Tespit edilen bir BS (kırmızı) ve gürültü (mavi)

3.4.4. BS öznitelik doğrulamaları

Çapraz doğrulama adımından sonra BS olabileceği muhtemel sinyal parçalarının literatürde kabul görmüş süre-uzunluk, temel frekans, bant genişliği ve güç özniteliklerine bakılarak BS olup olmadıklarına karar verilmektedir. Çizelge 2.1'de (Dimoulas vd. 2008) çalışmalarında belirtilen zaman-frekans öznitelikleri ile (Wang vd. 2022) çalışmalarında belirtilen özniteliklerden, süresi 0,03 sn'den az veya 1 sn'den fazla, veya ortalama

frekansı 100 Hz altında veya 800 Hz üstünde olan parçalar gibi belli başlı olanlar kullanılmıştır. Kriterlere uymayan parçalar BS değil olarak işaretlenerek konumlandırmaya sokulmamıştır. Öznitelikleri daha önce yapılmış çalışmalardaki kriterlere uyan sinyal parçaları BS olarak atanarak konumlandırmada kullanılmıştır.

3.5. Yönlendirilmiş Tepki Gücü-Faz Dönüşümü (SRP-PHAT) Akustik Konumlandırma Yöntemi

Tüm kaynakların noktasal kaynaklar olarak modellendiği ve kaynakların konum bilgilerinin önceden bilinmediği durumlarda tam kaynak araması gereklidir. Yönlendirilmiş tepki gücü (SRP) tek aşamalı bir yöntemdir ve iki aşamalı bir algoritmadan daha sağlam olduğunu (Do vd. 2007) çalışmada gösterilmiştir. Ancak, aranacak SRP alanının birçok yerel maksimuma sahip olması nedeniyle hesaplama maliyeti gerçek bir sorundur. Bu nedenle, varış zamanı farklarıyla (TDOA) mekansal aramada kullanılanlar gibi bir simpleks veya gradyan tekniği mümkün değildir. SRP-PHAT'ın hesaplamasını pratik hale getiren stokastik bölge daralması (SRC) adındaki küresel maximum bulma algoritması ile doğrulukta herhangi bir kayıp olmamakla birlikte, klasik SRP-PHAT algoritmasına göre hesaplama süresinde 2-3 kat avantaj sağlanabilir (Do vd. 2007). *n* zaman çerçevesi için SRP, $P_n(\hat{x})$, bir gecikme ve toplam ışın oluşturucunun yönlendirilmesiyle elde edilen 3 boyutlu uzaysal vektör *x* için gerçek değerli fonksiyondur. Yüksek maksimumlar $\hat{x}_s^n(k)$ kümesini oluşturur. Örneğin tek bir kaynak için konum tahmini $\hat{x}_s^n(1)$ Denklem (3.3)'deki gibidir.

$$\hat{x}_s^n(1) = \underset{\hat{x}}{\operatorname{argmax}}\, P_n(\hat{x}) \tag{3.3}$$

Verilen bir $m_i(t)$, M mikrofonlu bir sistemdeki i. mikrofonundan gelen sinyaldir, bu durumda T uzunluğundaki bazı sonlu uzunluklu çerçeveler için SRP Denklem (3.4)'deki gibi tanımlanır.

$$P_n(\hat{x}) = \int_{nT}^{(n+1)T} \left| \sum_{i=1}^{M} \omega_i m_i\big(t - \sigma(\hat{x}, i)\big) \right|^2 dt \tag{3.4}$$

Burada ω_i bir ağırlıktır ve $\sigma(\hat{x}, i)$, *x* konumundan *i.* mikrofona doğrudan seyahat süresidir. Bir SRP'nin, mikrofon setinin tüm olası çiftleri için genelleştirilmiş çapraz korelasyonların toplanmasıyla tam olarak hesaplanabileceği gösterilmiştir (Do vd. 2007). Parseval teoremini kullanarak, Denklem (3.4) genişletildiğinde, daha genel frekansa bağlı ağırlıklar W_l^* ile frekans alalına geçip Denklem (3.5)'ü elde ederiz.

$$P_n(\hat{x}) = \sum_{k=1}^{M}\sum_{l=1}^{M}\int_{-\infty}^{\infty} W_k(\omega)W_l^*(\omega)M_k(\omega)M_l^*(\omega)e^{j\omega(\sigma(\hat{x},l)-\sigma(\hat{x},k))}d\omega \quad (3.5)$$

Birleşik bir ağırlıklandırma fonksiyonu Denklem (3.6)'teki gibi tanımlanır.

$$\Psi_{kl}(\omega) = W_k(\omega)W_l^*(\omega) \quad (3.6)$$

İntegral, doğrudan dalgalar aynı hizadayken k ve l mikrofonları için çapraz güç spektrumu olarak görülmektedir. $P_n(\hat{x})$'de toplayan elemanların köşegen üzerinde sabit enerji terimleriyle simetrik bir matris oluşturduğuna dikkat edilerek, $P_n(\hat{x})$'in x ile değişen kısmı Denklem (3.7)'deki gibi tanımlanır.

$$P_n(\hat{x}) = \sum_{k=1}^{M}\sum_{l=1}^{M}\int_{-\infty}^{\infty} \Psi_{kl}(\omega)M_k(\omega)M_l^*(\omega)e^{j\omega(\sigma(\hat{x},l)-\sigma(\hat{x},k))}d\omega \quad (3.7)$$

Faz dönüşümü (PHAT), yüksek yankılanmalı ortamlarda ses sinyallerinden TDOA bulmak için bir çapraz korelasyonların etkili bir ağırlıklandırmasıdır. Ağırlıklar, Denklem (3.8)'deki gibi frekans bileşenlerinin büyüklüklerinin tersidir.

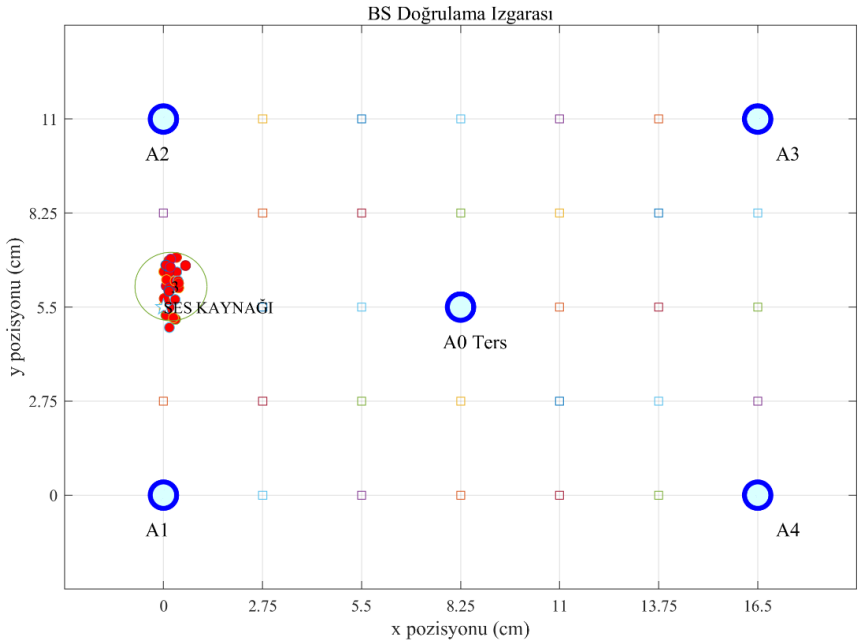
$$\Psi_{kl}(\omega) = \frac{1}{|M(\omega)M_l^*(\omega)|} \quad (3.8)$$

Dolayısıyla süreç, $P_n(\hat{x})$'i tüm odak hacmi içinde araştırmak ve sonuçta bir veya daha fazla farklı maksimum $\hat{x}_s^n(k)$ kümesini bulmaktır. SRC algoritmasının temel fikri ise, arzu edilen global optimumu ve birçok yerel maksimum veya minimumu içeren bir arama hacminde aramak değil de, orijinal hacmin, yinelemeli bir süreçle, yeterince küçük bir değere kadar kademeli olarak daraltıldıktan sonra daha küçük hacim içinde bulmaya çalışmaktır (Do vd. 2007).

Algoritmalar arasında, birden çok mikrofondan gelen bilgileri nasıl birleştirdikleri, sinyalleri karşılaştırmak için kullanılan eşik değerleri-teknikleri ve hüzmeleme için nasıl ağırlıklandırma yaptıkları olmak üzere 3 temel fark bulunur. Huzme biçimlendirmenin doğru, zaman-gecikme tahmininin verimli olduğu ve birikmiş korelasyonun hem doğru hem de verimli olduğu açıktır. Tek sorun işlem yükü bakımından büyük verilerde hızlı bir yöntem olmamasıdır. Neyse ki, hem donanımın boyutları gereği arama alanının küçük olması, hem de konumlandırma sonuçlarının

gürültü etkisinde bile doğru veya kabul edilebilir hatayla alınabilmesi nedenleriyle, konumlandırma yöntemi olarak SRP_PHAT algoritması seçilmiştir.

BS konumlandırmada tarama alanı çok küçük olduğundan, hatanın bu alanla doğru orantılı olarak çok küçük olması beklenir. Bu nedenle, BS konumlandırma, BS tespiti yapıldıktan sonra, tespit edilen sinyal parçalarının hiç filtrelenmemiş ham sinyal üzerindeki izdüşümleri ile yapılmaktadır. Çünkü, normalizasyon, önişleme ve filtreleme adımlarından geçen sinyalin konumlandırmada anahtar rol oynayan gecikme, genlik ve faz değerlerinde değişiklikler oluşmakta konumlandırma hatalı sonuçlanmaktadır.

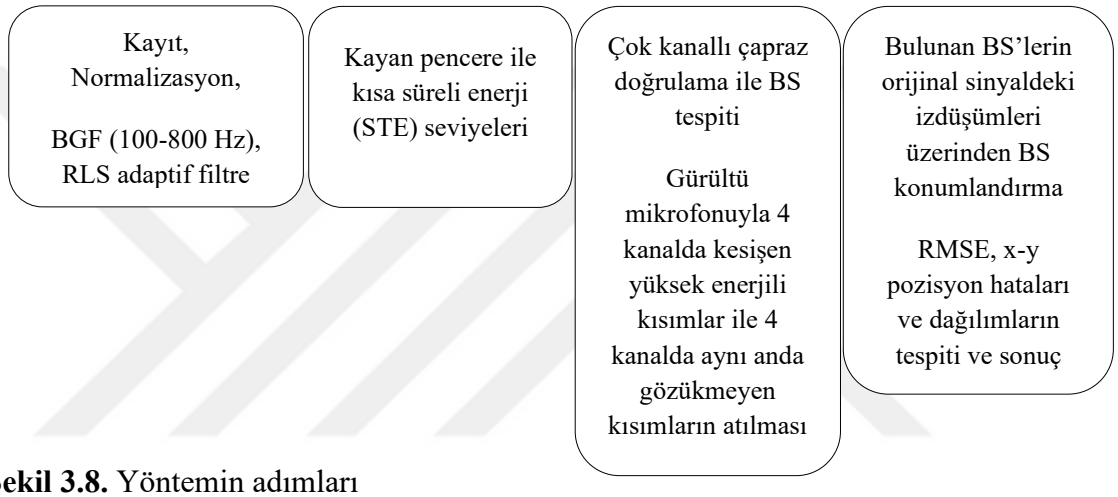


Şekil 3.7. (0,0 5,5) noktasındaki kaynaktan gelen 30 BS içeren kaydın, önceki bölümde anlatılan yöntemle tespit edilmesi (Kırmızı noktalar) ve SRP-PHAT algoritmasıyla BS'nin konumlandırılması

44 kHz örnekleme frekansında, kullanarak tespit edilen BS'lerin SRP-PHAT algoritmasıyla konumlandırma sonucu Şekil 3.7.'de paylaşılmıştır. BS doğrulama ızgarasında bulunan mavi yuvarlaklar mikrofonları, mavi yıldızlar kulaklıkla modele verilen BS sinyalinin (kaynağın) konumunu, büyük mavi şeffaf daireler bulunan konumların dağılımlarının ağırlık merkezini, kırmızı noktalar ise tespit edilen BS parçalarının x-y eksenindeki konumlandırma sonuçlarını ifade etmektedir.

3.6. Yöntemin Özeti

BS konumlandırma için yapılan çok az araştırma vardır bu nedenle BS konum tespiti yapabilecek sağlam bir yöntem araştırmaları devam etmektedir. Bu çalışmada BS modeli üzerinde binen arka plan gürültüsü, çevre sesler, kayıt sırasında oluşan sürtünme, konuşma sesleri, kayıt odasının dışından gelen araç sesleri vb. gibi birçok gürültüyü atmak için ters konumlandırılmış mikrofondan gelen gürültü sinyali referans alınmış, konumlandırma önce BS tespiti yapılmış, tespit edilen BS'lerin orijinal sinyal üzerinde izdüşümleri konumlandırma verisi olarak kullanılmıştır. Şekil 3.8.'de yöntemin adımları 10 kHz ve 44 kHz'deki tüm doğrulamalar için tekrarlanmıştır.



Şekil 3.8. Yöntemin adımları

3.7. Tasarım

Tez çalışmasının bu aşamasında, literatür çalışması devam ederken, tasarımda kullanılabilecek mikrofon türleri incelenmiştir. ECM ve MEMS mikrofon türleri araştırılmıştır. MEMS mikrofonlar, ECM mikrofonlara göre daha üstün özelliklere sahip olmasına rağmen, tasarımda düşük genlikli BS'lerin yakalanabilmesine olanak sağlayabilecek hassasiyet ayarlaması ve otomatik kazanç modülü bulunan MAX9814 ECM seçilmiştir. Bu mikrofon, -40 ~ -60 dB arasında ayarlanabilen hassasiyete sahiptir.

- ADMP401, MEMS, 100Hz-15 kHz analog çıkış, kazanç modülü var, hassasiyet iyi, gürültüde kararlı.
- MAX9814, ECM, 20Hz-20 kHz analog çıkış, otomatik kazanç modülü var, hassasiyet iyi, gürültülü.
- SWP2430, MEMS, 100Hz-10 kHz analog çıkış, kazanç modülü var, hassasiyeti düşük, gürültüde kararlı. Adafruit I2S MEMS-

- SPH0645LM4H, dijital çıkış, kazanç modülü var, hassasiyeti iyi, gürültüde kararlı.
- Adafruit PDM MEMS, dijital çıkış, kazanç modülü var, hassasiyeti iyi, gürültüde kararlı

Toplayıcı olarak 32 kanala kadar açılabilen 2.4 Ghz kablosuz modüle sahip NI_DAQ 9191 (National Instruments) ve 16 bit tam izole analog dijital çevirici (ADC) kullanılmıştır. Eşit uzunluktaki bağlantı kabloları ve kabloları birleştirmek için board kullanılmıştır. Araştırılan mikrofon türleri Şekil 3.9.'da, algılama ve veri toplama kartı Şekil 3.10.'da gösterilmiştir.



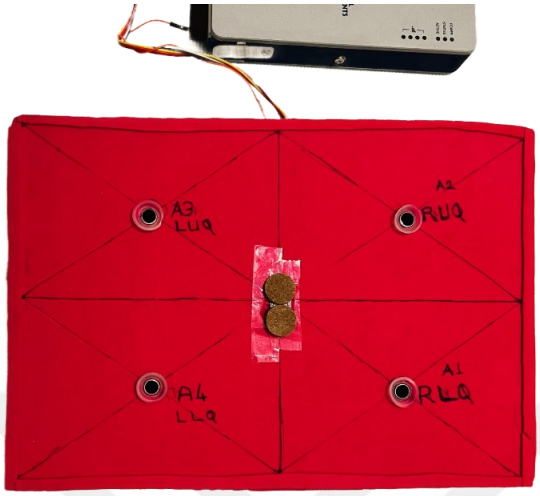
Şekil 3.9. Araştırılan mikrofon türleri



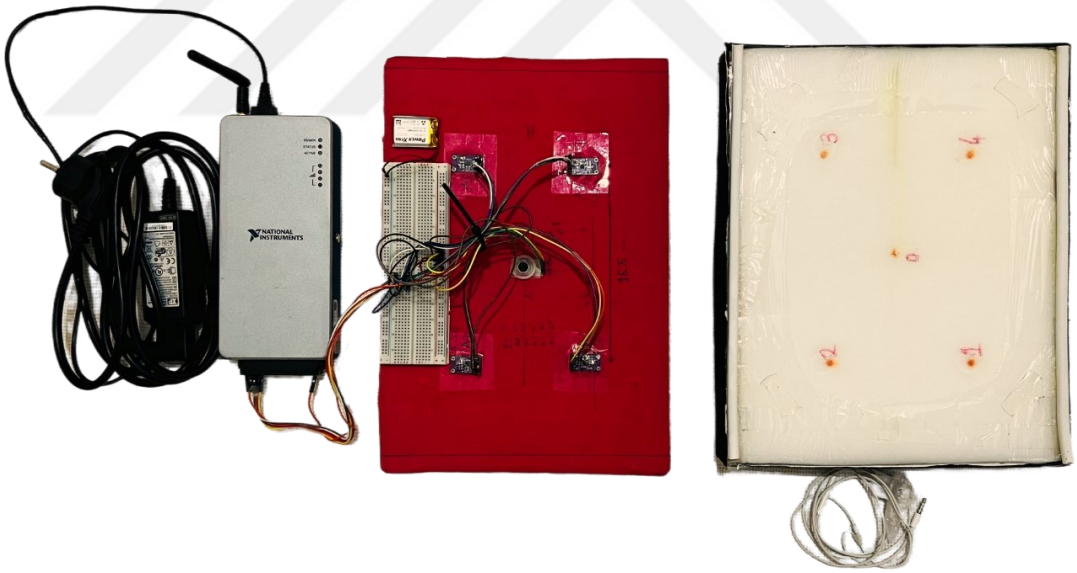
Şekil 3.10. NI-DAQ 9191 ve NI 9205 16 bit ADC

Tek sensörlü tasarımlardan farklı olarak, 4 tane ECM mikrofon ile abdominal bölgeyi kapsayacak biçimde çeyrek bazlı (Quadrant) tasarım yapılmıştır. Çalışmada mikrofonların monte edileceği dikdörgen karton levhanın üstü ve altı ses izolasyonu için yapışkanlı yumuşak plastik ile kaplanmıştır. Mikrofonlar, Dimoulas'ın (2016) çalışmasına benzer şekilde sağ üst karın bölgesi (RUQ), sol üst karın bölgesi (LUQ), sağ alt karın bölgesi (RLQ), sol alt karın bölgesi (LLQ) üzerine gelecek şekilde, 16.5x11 cm boyutlu iç dikdörtgenin köşelerinde, 5. mikrofon ise çevresel gürültü için dikdörtgenin köşegenlerinin kesişme noktasında ters konumlandırılmıştır. Mikrofonlara Power-Xtra

3.7 V 500 mAh Li-on batarya ile DC güç sağlanmıştır. Mikrofonların algılama uçları vakum tıbbi plastik pedlerle izole edilmiştir. Şekil 3.11.'de mikrofon yerleşim düzeni, Şekil 3.12'de oluşturulan tasarım görülmektedir.



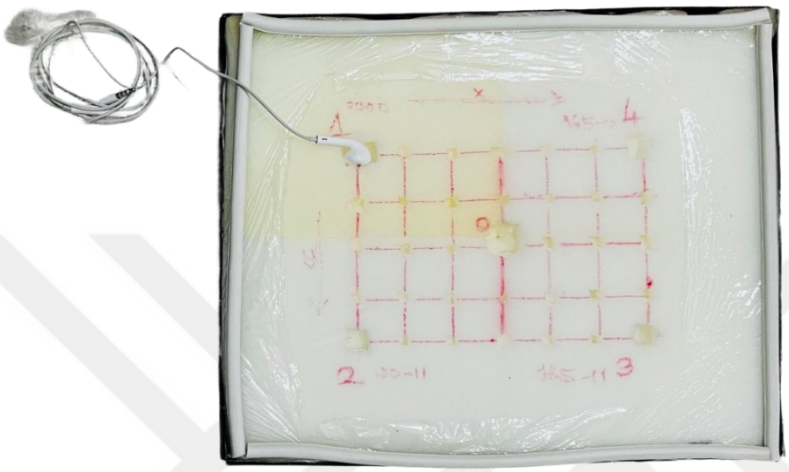
Şekil 3.11. RUQ, LUQ, RLQ, LLQ bölgelerine göre mikrofon yerleşim düzeni



Şekil 3.12. Oluşturulan tasarım

Abdominal bölgeyi kapsayan mikrofonların [x y z] konumları; Çevresel gürültü için A0=[0.0825 0.0550 0.0000], RLQ bölgesi için A1=[0.0000 0.0000 0.0000], RUQ bölgesi için A2=[0.0000 0.1100 0.0000], LUQ bölgesi için A3=[0.1650 0.1100 0.0000] ve LLQ bölgesi için A4=[0.1650 0.0000 0.0000] gibidir.

Ek olarak karın bölgesini modellemek için, Dimoulas'ın (2016)'daki BS test düzeneğine benzer şekilde, algılama yüzeyinin altında, karın bölgesini modelleyecek şekilde oluşturulan (-z yönünde 5 cm derinliğine sahip) süngerimsi yüzeyin, kenarları deri benzeşimi için yumuşak streç film kapatılmış, tırtıklı kartonla dış gürültünün yansıtılması ve yüzeyden gelebilecek seslerin test noktasına etkisi azaltılmış ve doğrulama öncesinde her mikrofonun tam altına gelen konumlar bağırsak modeli üzerinde işaretlenmiştir.

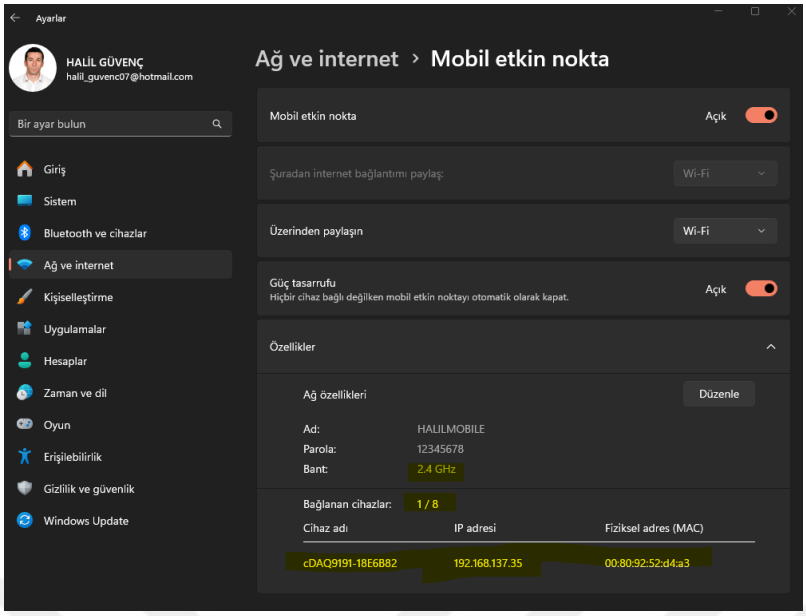


Şekil 3.13. Karın bölgesi modeli

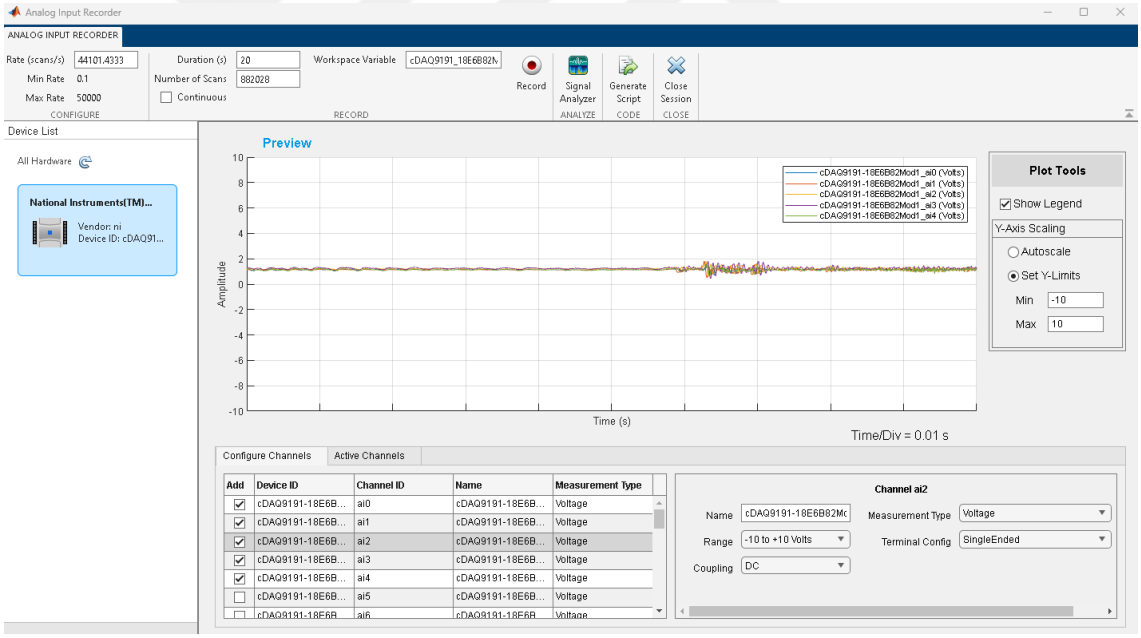
16.5x11 boyutlarındaki dikdörtgen ızgara içinde, 2.75 cm'de 1 ölçüm noktası olacak şekilde, x ekseninde 7 nokta, y ekseninde 5 olmak üzere toplam 35 test noktası karın bölgesi modeli üzerinde Şekil 3.13.'te görüldüğü gibidir. Testler Apple Earpods kablolu kulaklığın 1 tanesiyle her ölçüm noktasından tek tek yapılmıştır.

3.8. Kablosuz BS Kayıt Ara yüzü

Mikrofonlar aynı uzunluktaki kablolar ile NI_DAQ 9191' e bağlanmış ve NI 9205 16 bit ADC ile PC (Asus Intel CORE i7 8. Nesil) kablosuz olarak 2.4 Ghz mobil Wi-Fi üzerinden bağlanmış verilerin eş zamanlı biçimde Matlab 2022b'de kaydedilmesi sağlanmıştır. Kayıtlar, 10 kHz ve 44 kHz'de de örneklenerek ayrı ayrı doğrulanmış ve sonuçlar tartışılmıştır. Şekil 3.14. a)'da mobil Wi-Fi ekranı ve Şekil 3.14. b)'de Matlab analog kayıt ekranı görülmektedir.



(a)



(b)

Şekil 3.14. a) PC ve donanım bağlantı ara yüzü; **b)** Matlab analog kayıt ekranı

4. BULGULAR

4.1. BS Tespit Sonuçları

30 BS parçası içeren sentetik BS sinyali, donanıma dinletildikten sonra gürültüden arındırılmış, STE seviyelerine göre BS parçaları çıkartılmış, BS tanıma oranları ve sınıflandırma metrikleri 10 kHz için Çizelge 4.1.'de, 44 kHz için BS Çizelge 4.2.'de görüldüğü gibi bulunmuştur.

Çizelge 4.1. BS sınıflandırma sonuçları (10 kHz)

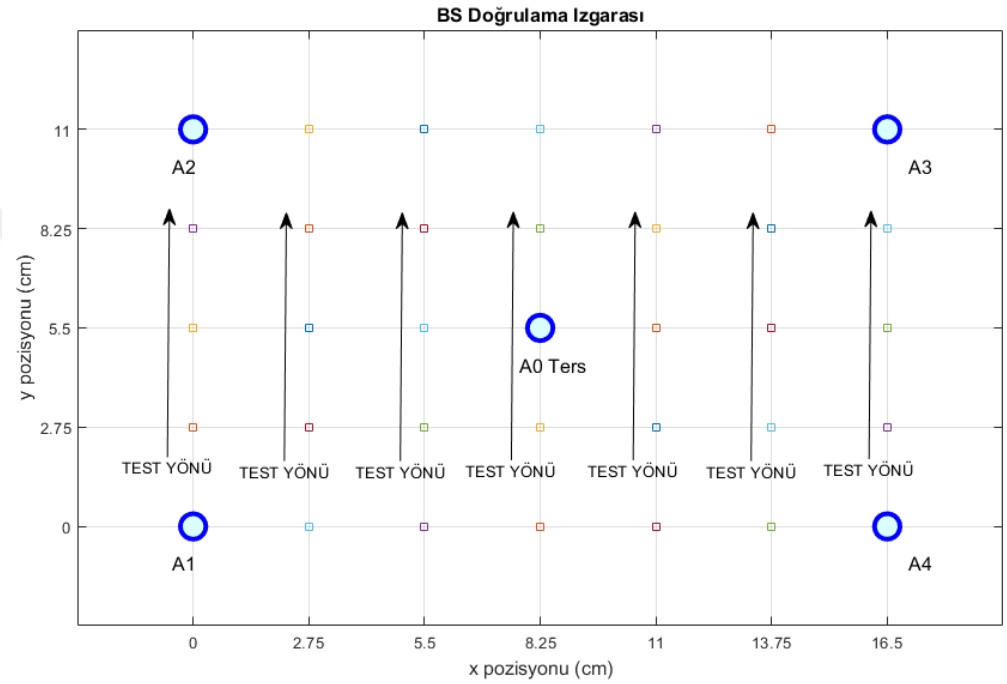
BS konumu	Gerçek BS sayısı	Bulunan BS sayısı	Özgüllük (Specificity)	Hassasiyet (Sensitivity)	Hata Oranı	Doğruluk (Accuracy)
1	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
2	30	33	% 0,0	% 90,9	% 9,1	% 90,9
3	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
4	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
5	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
6	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
7	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
8	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
9	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
10	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
11	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
12	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
13	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
14	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
15	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
16	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
17	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
18	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
19	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
20	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
21	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
22	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
23	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
24	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
25	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
26	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
27	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
28	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
29	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
30	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
31	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
32	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
33	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
34	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
35	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
Toplam	**1050**	**1054**	**%0,0**	**%99,6**	**%0,4**	**%99,6**

Çizelge 4.2. BS sınıflandırma sonuçları (44 kHz)

BS konumu	Gerçek BS sayısı	Bulunan BS sayısı	Özgüllük (Specificity)	Hassasiyet (Sensitivity)	Hata Oranı	Doğruluk (Accuracy)
1	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
2	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
3	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
4	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
5	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
6	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
7	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
8	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
9	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
10	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
11	30	26		% 86,7	% 13,3	% 86,7
12	30	32	% 0,0	% 93,8	% 6,3	% 93,8
13	30	39	% 0,0	% 76,9	% 23,1	% 76,9
14	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
15	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
16	30	32	% 0,0	% 93,8	% 6,3	% 93,8
17	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
18	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
19	30	32	% 0,0	% 93,8	% 6,3	% 93,8
20	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
21	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
22	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
23	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
24	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
25	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
26	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
27	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
28	30	29		% 96,7	% 3,3	% 96,7
29	30	32	% 0,0	% 93,8	% 6,3	% 93,8
30	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
31	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
32	30	31	% 0,0	% 96,8	% 3,2	% 96,8
33	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
34	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
35	30	30		% 100,0	% 0,0	% 100,0
Toplam	**1050**	**1073**	**% 0,0**	**% 97,9**	**% 2,1**	**% 97,9**

4.2. BS Konumlandırma Sonuçları

Tezin bu bölümünde elde edilen konumlandırma sonuçları paylaşılmıştır. BS konumlandırma testi için üretilen sentetik BS sinyali, kulaklık kullanarak, konumları Çizelge 4.3.'te verilen kaynak konumlarının her birinden dinletilmiştir. Konumlar BS doğrulama ızgarası üzerinde 2.75 cm'lik adımlarda değişmektedir.



Şekil 4.1. BS doğrulama ızgarası

Doğrulama yönü, Şekil 4.1.'de gösterilen BS doğrulama ızgarasında oklarla gösterildiği gibi, A1 mikrofonunun bulunduğu (0;0;0) konumundan (Orijin) A2 mikrofonunun bulunduğu (0,11,0) konumuna, daha sonra (2,75;0,0) konumundan (2,75;11,0) konumuna doğrudur.

BS doğrulama ızgarasında bulunan mavi yuvarlaklar mikrofonları, farklı renklerdeki küçük kareler doğrulama konumlarını ifade etmektedir.

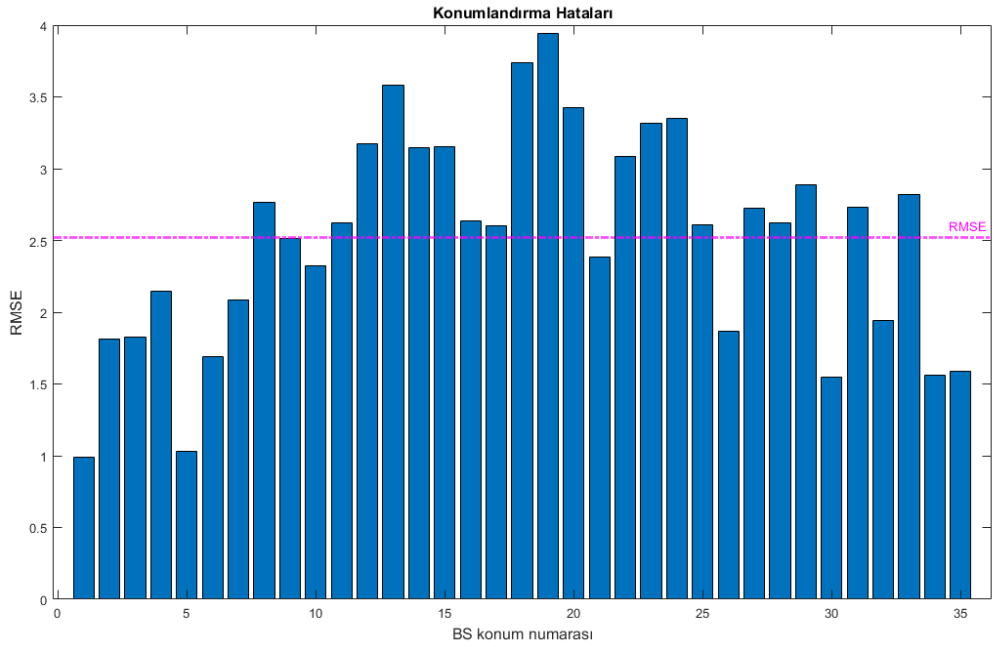
Çizelge 4.3. BS konumlandırma testleri için kaynak pozisyonları

Konum no	x ekseni (cm)	y ekseni (cm)
1	0,00	0,00
2	0,00	2,75
3	0,00	5,50
4	0,00	8,25
5	0,00	11,00
6	2,75	0,00
7	2,75	2,75
8	2,75	5,50
9	2,75	8,25
10	2,75	11,00
11	5,50	0,00
12	5,50	2,75
13	5,50	5,50
14	5,50	8,25
15	5,50	11,00
16	8,25	0,00
17	8,25	2,75
18	8,25	5,50
19	8,25	8,25
20	8,25	11,00
21	11,00	0,00
22	11,00	2,75
23	11,00	5,50
24	11,00	8,25
25	11,00	11,00
26	13,75	0,00
27	13,75	2,75
28	13,75	5,50
29	13,75	8,25
30	13,75	11,00
31	16,50	0,00
32	16,50	2,75
33	16,50	5,50
34	16,50	8,25
35	16,50	11,00

4.3. 10 kHz Deneyleri

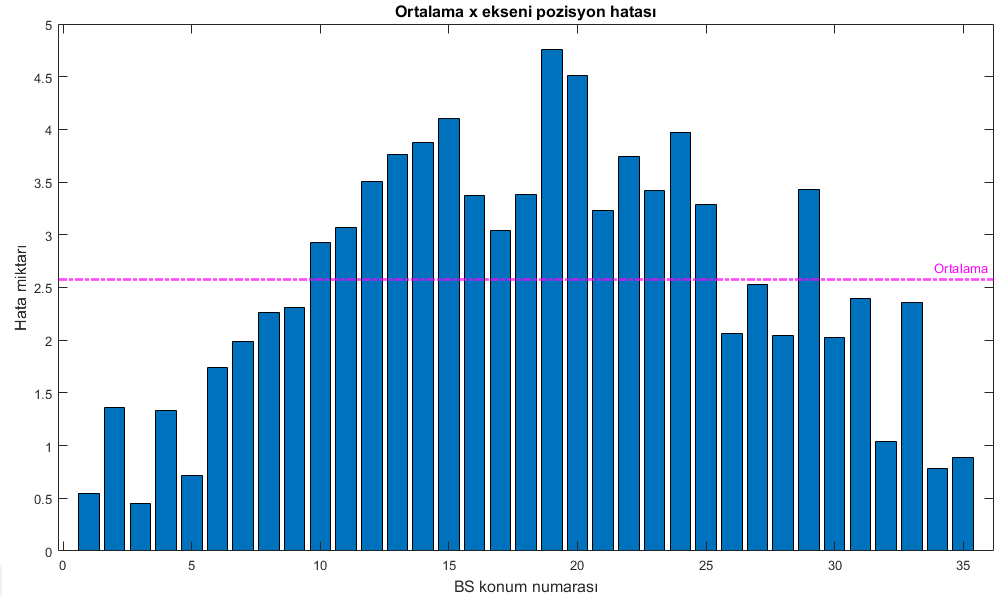
Örnekleme frekansının 10 kHz olduğu durumda, gürültü mikrofonuna göre başlangıç ortalama SNR değeri 2,18 olan 35 BS kaydının konumlandırma RMSE değerleri Şekil 4.2.'de görülmektedir. Şekil 4.3. a)'da x ekseni pozisyon hataları, Şekil 4.3. b)'de y ekseni pozisyon hataları görülmektedir.

- Toplam ortalama RMSE 2,5213 cm olarak ölçülmüştür.
- x ekseni için toplam ortalama pozisyon hatası 2,5776 cm, hata standart sapması 1,1884 cm, varyansı 1,4124 cm^2 olarak bulunmuştur.
- y ekseni için toplam ortalama pozisyon hatası 1,8539 cm, hata standart sapması 0,7047 cm, varyansı 0,4966 cm^2 olarak bulunmuştur.
- Toplam ortalama pozisyon hatası ise 2,2158 cm, hata standart sapması 1,0361 cm, varyansı 1,0735 cm^2'dir.

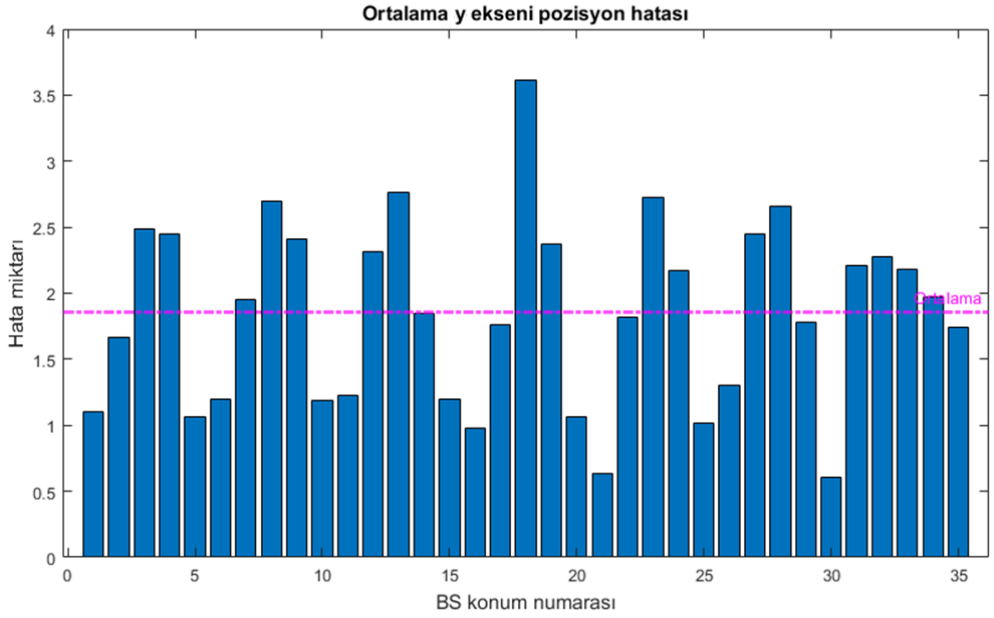


Şekil 4.2. Konumlandırma hata değerleri (RMSE)

Şekil 4.4.'te (0,00 0,00) pozisyonundaki konumlandırma haritası görülmektedir. Tüm konum haritalarına 8. EKLER bölümünden ulaşılabilir.

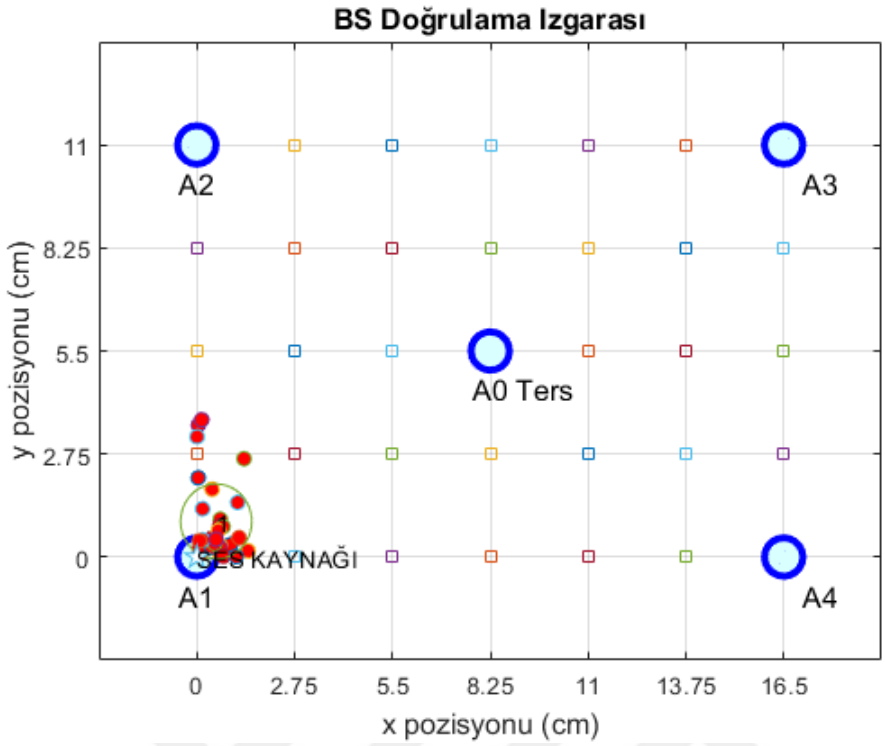


(a)



(b)

Şekil 4.3. a) x ekseni konumlandırma hatası; **b)** y ekseni konumlandırma hatası



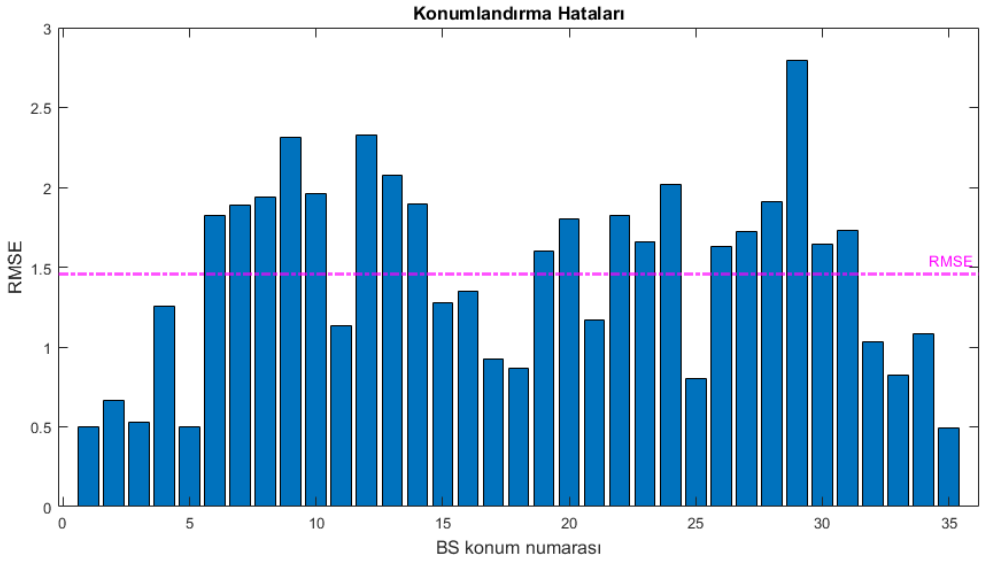
Şekil 4.4. 10 kHz örnekleme frekansında (0,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma

4.4. 44 kHz Deneyleri

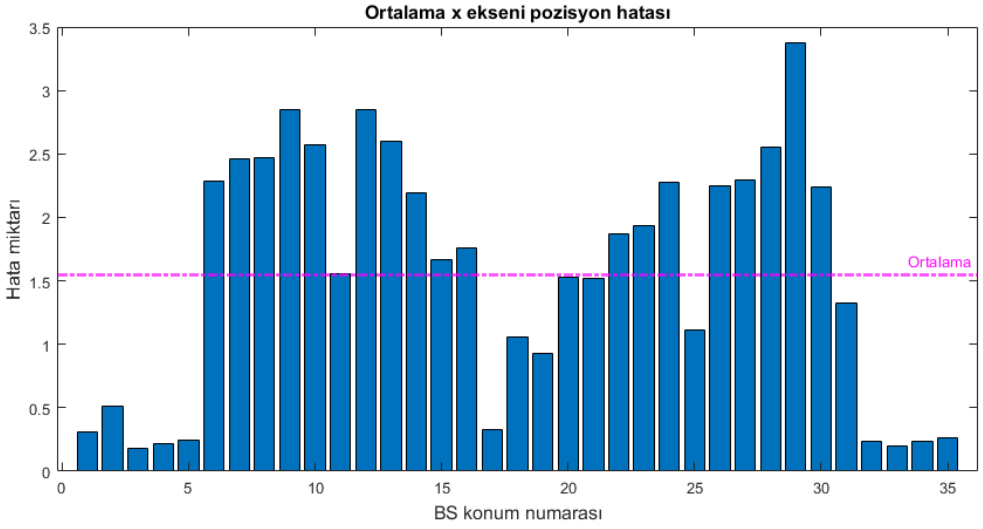
Örnekleme frekansının 44 kHz olduğu durumda, gürültü mikrofonuna göre başlangıç ortalama SNR değeri 4,16 olan 35 BS kaydının konumlandırma RMSE değerleri Şekil 4.5.'te görülmektedir. Örnekleme frekansının artmasıyla birlikte, BS parçalarının kaynak civarında daha fazla toplandığı gözlemlenmiştir. Şekil 4.6. a)'da x ekseni pozisyon hataları, Şekil 4.6. b)'de y ekseni pozisyon hataları görülmektedir.

- Toplam ortalama RMSE 1,4558 cm olarak ölçülmüştür.
- x ekseni için toplam ortalama pozisyon hatası 1,5494 cm, hata standart sapması 0,9716 cm, varyansı 0,9441 cm^2 olarak bulunmuştur.
- y ekseni için toplam ortalama pozisyon hatası 0,9815 cm, hata standart sapması 0,5374 cm, varyansı 0,2888 cm^2 olarak bulunmuştur.
- Toplam ortalama pozisyon hatası ise 1,2654 cm, hata standart sapması 0,8302 cm, varyansı 0,6893 cm^2'dir.

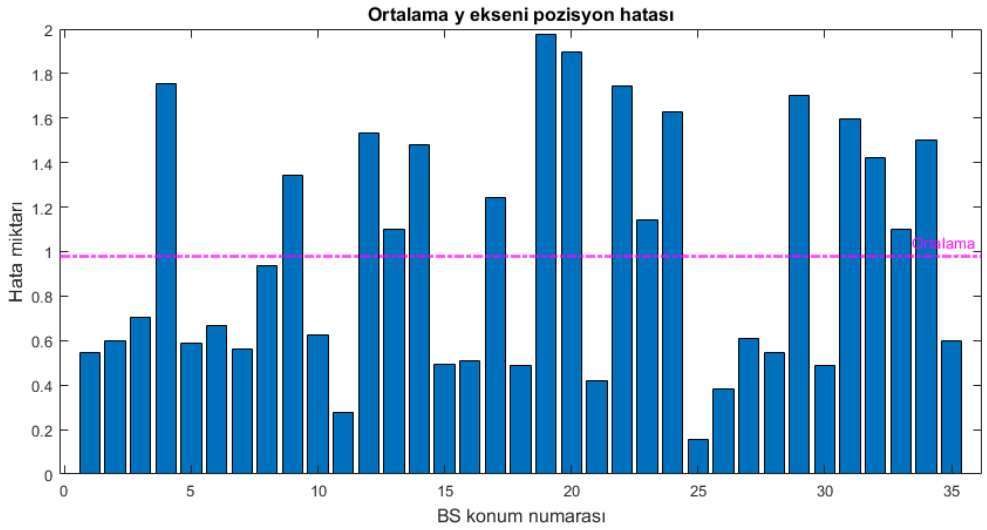
Şekil 4.7.'de (0,00 0,00) pozisyonundaki konumlandırma haritası görülmektedir. Tüm konum haritalarına 8. EKLER bölümünden ulaşılabilir.



Şekil 4.5. Konumlandırma hata değerleri (RMSE)

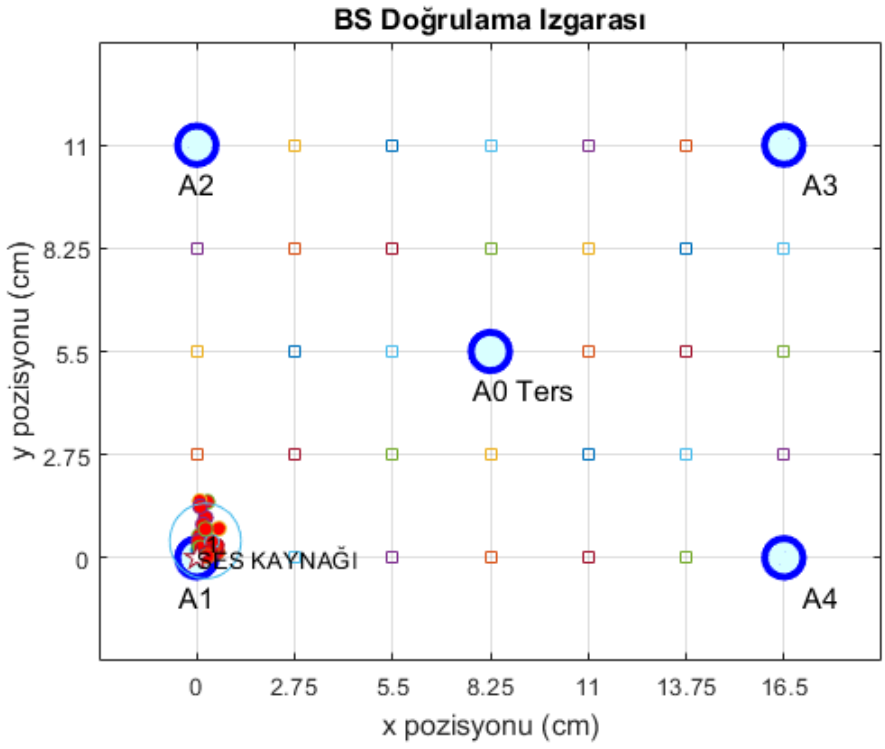


(a)



(b)

Şekil 4.6. a) x ekseni konumlandırma hatası; **b)** y ekseni konumlandırma hatası



Şekil 4.7. 44 kHz örnekleme frekansında (0,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma

5. TARTIŞMA

Bu çalışma, BS matematiksel modelinden sentetik BS üreterek, tasarlanmış bir donanım üzerinde üretilen bu seslerin kullanılması, BS tespitinden BS haritalamaya kadar neredeyse tüm aşamaların gerçekleştirilmiş olması, hata oranlarının testin her parçasının her BS çerçevesi bazında elde edilmiş olması, bununla birlikte geçmiş çalışmalarda hiç denenmemiş yöntemlerle sonuç alınabilmiş olması yönleriyle diğer çalışmalardan ayrılmaktadır.

10 kHz örnekleme frekansında, 35 farklı konumda yapılan testlerde elde edilen BS tanıma oranı önceki bölümde Çizelge 4.1'de gösterildiği gibi % 99,6'dır.

44 kHz örnekleme frekansında ise, 35 farklı konumda yapılan testlerde elde edilen BS tanıma oranı önceki bölümde Çizelge 4.2'de gösterildiği gibi % 97,9'dur.

10 kHz örnekleme frekansında, BS konumlandırma sonuçlarına göre ölçülen konumlar kaynak etrafında toplanmış ve konumlandırma hataları aşağıdaki gibi bulunmuştur. Ortalama RMSE 2,5213 cm, x ekseni için toplam ortalama pozisyon hatası 2,5776 cm, hata standart sapması 1,1884 cm, varyansı 1,4124 cm^2, y ekseni için toplam ortalama pozisyon hatası 1,8539 cm, hata standart sapması 0,7047 cm, varyansı 0,4966 cm^2, toplam ortalama pozisyon hatası 2,2158 cm, hata standart sapması 1,0361 cm, varyansı 1,0735 cm^2 olarak bulunmuştur.

44 kHz örnekleme frekansında ise, BS konumlandırma sonuçlarına göre konumlandırma hataları 10 kHz'e göre daha düşük, konumlar kaynaklara daha yakın ve sonuçlar daha başarılıdır. Tespit edilen BS parçalarının kaynak civarında daha fazla toplandığı görülmüştür. Ortalama RMSE 1,4558 cm, x ekseni için toplam ortalama pozisyon hatası 1,5494 cm, hata standart sapması 0,9716 cm, varyansı 0,9441 cm^2, y ekseni için toplam ortalama pozisyon hatası 0,9815 cm, hata standart sapması 0,5374 cm, varyansı 0,2888 cm^2, toplam ortalama pozisyon hatası 1,2654 cm, hata standart sapması 0,8302 cm, varyansı 0,6893 cm^2 olarak bulunmuştur.

Çizelge 5.1.'de görüldüğü gibi örnekleme frekansı 44 kHz'e çıkarıldığında, RMSE % 42,3 oranında, toplam ortalama x ekseni pozisyon hatası % 39,9 oranında, toplam ortalama y ekseni pozisyon hatası % 47,1 oranında, toplam ortalama pozisyon hatası % 42,9 oranında, toplam ortalama pozisyon hatası standart sapması % 23,5 oranında, toplam ortalama pozisyon hatası varyansı % 35,8 oranında azalmıştır. Bu durumda, BS konumlandırma yapılırken seçilen örnekleme frekansının yüksek olması, korelasyon tabanlı konumlandırmada hata oranlarını azaltmaktadır.

Çizelge 5.1. Konumlandırma hataları ve 44 kHz'de hata düzelme oranları

Konumlandırma Hata Türü	10 kHz	44 Khz	Hata Düzelme Oranı
Ortalama karesel hata RMSE ölçümü	2,5213 cm	1,4558 cm	% 42,3
Toplam ortalama x pozisyon hatası	2,5776 cm	1,5494 cm	% 39,9
Toplam ortalama y pozisyon hatası	1,8539 cm	0,9815 cm	% 47,1
Toplam ortalama pozisyon hatası	2,2158 cm	1,2654 cm	% 42,9
Toplam ortalama pozisyon hatası standart sapması	1,0361 cm	0,8302 cm	% 23,5
Toplam ortalama pozisyon hatası varyansı	1,0735 cm^2	0,6893 cm^2	% 35,8

Konumlandırma yapılan alan 16,5 cm x 11 cm boyutlarında 181,5 cm^2 (0,01815 m^2)'dir. Bu alan, geleneksel akustik konumlandırma uygulamalarında taranan alanlardan nispeten çok daha küçüktür. Bu durumun hem avantajı hem de dezavantajı vardır. Tarama alanın dar olması korelasyon tabanlı konumlandırmada hesaplama karmaşıklığını ve hesaplama süresini azaltırken, aynı zamanda konumlandırmanın işe yarayabilmesi ve doğru sonuçları verebilmesi için en az hatayla sonuç alınması zorunluluğunu ortaya koymaktadır. Bu koşullar altında bile 10 kHz başarılı sayılabilecek, 44 kHz'de ise y ekseni için 1 cm'nin altında RMSE değerleri elde edilmiştir.

BS akustik konumlandırma araştırmaları 2000'li yılların başına kadar uzanan çok eski olmayan bir araştırma alanıdır. Ranta (2001;2002), 3 mikrofon ve (2010)'da 6 mikrofonla yaptığı çalışmada sinyal gücü, ana frekans, süre öznitelikleri ile tespit edilen her BS olayı için dalgacık sabitlerini kullanmış ve hesaplama maliyetinin çok büyüdüğü kaydetmiştir. Delfini vd. (2010)'da, 5 gönüllü üzerinde 6 kanallı BS analizi yaparak, bölgesel konumlandırmada, sağ üst ve orta karın bölgesinde daha yoğun BS elde ettikleri sonucuna ulaşmışlardır.

Dimoulas vd. ise (2007)'deki çalışmalarında, 4 mikrofonla BS'nin uzun süreli işlenmesi ve analizi için daha gelişmiş bir analiz sistemi sunmayı amaçlamış, 4 sensörün enerji sevilerine göre konum analizi yapmışlardır. (2016)'daki çalışmasında ise, 4 mikrofon ve 3 eksenli ivmeölçer ile BS'nin haritalanmasına odaklanmış, konumları, mikrofonlarda oluşan basınç değişiminin varış yönü (DOA) tahminine göre analitik olarak tahmin etmişlerdir. Çalışmada, BS konumunun önemi vurgulanırken, geleneksel BS tespit yaklaşımlarının aksine bu tür bir analizin tercih edileceğini, çünkü tıbbi uzmanların uzun süreli çoklu BS dalga formlarını (ya da ilgili ses-özelliği çizimlerini) incelemeye ve görsel olarak yorumlamaya alışkın olmadıklarını, haritalamanın daha çok yararlı veri sağlayacağını kaydetmişlerdir. Dimoulas'ın bu çalışmasında maliyetli bir

tasarımla enerji tabanlı alan konumlandırma yapılmış, çalışmamızda ise düşük maliyetli ECM mikrofonlar, karton, yapışkanlı kâğıt, sünger gibi malzemeler kullanılarak, korelasyon ve faz tabanlı konumlandırma yapılmıştır.

Çalışmamızda 44 kHz'de elde edilen sonuçlar ile Dimoulas'ın (2016)'da elde ettiği sonuçlar karşılaştırıldığında, Çizelge 5.2.'de görüldüğü gibi ortalama pozisyon hatasının % 8,15 oranında daha yüksek, ortalama hatanın standart sapmasının ise % 25,9 oranında daha düşük elde edildiği görülmektedir. Bu sonuç çalışmamızda elde edilen ortalama konumlandırma hatasının çok az farkla birbirine yakın, tespit edilen BS'lerin konum dağılımlarının ise çalışmamızda daha az standart sapma ile saçıldığını göstermektedir.

Çizelge 5.2. Konumlandırma hatasının Dimoulas (2016) ile karşılaştırılması

Konumlandırma Hataları Karşılaştırma	Bu çalışma (44 kHz sonuçları)	Dimoulas (2016)	Elde edilen sonuçların hata farkları
Ortalama pozisyon hatası	1,2654 cm	1,1700 cm	- % 8,15
Hatanın standart sapması	0,8302 cm	1,1200 cm	% 25,9

Son yıllarda, Wang vd. (2019)'da geliştirdiği kablosuz BS tespit cihazlarının 2 tanesini, (2022)'deki çalışmalarında abdominal bölgeye çapraz biçimde yerleştirmişler ve bu tasarımla tespit ettikleri BS'nin enerji bazlı konumlandırmasını yapmışlar ve mekânsal çözünürlüğün düşük olduğunu vurgulamışlardır. Bu çalışmalar ışığında, geçmişte uygulanması zaman alan sınırlı sonuç veren birçok sinyal işleme tekniği, hem teknolojik gelişmeler hem de araştırmaların artması sayesinde geçmişe nazaran uygulanabilir hale gelmiştir.

Çalışmamızda korelasyon tabanlı bir yöntem kullanmak enerji tabanlı yöntemlere göre (Do vd. 2007)'deki çalışmalarında bahsedildiği gibi gürültüye karşı daha dayanıklı bir tasarım ortaya çıkarmış, kaynak konumunun arandığı alanın çok küçük olması ve doğrulama sonuçlarında elde edilen RMSE değerlerinin bu alana göre bazı deneylerde y ekseni için 1 cm'nin altında kalması çalışmanın konumlandırmayı bölgesel ve yaklaşık konum yerine x-y koordinatı sonucunu vererek BS çerçevesi bazlı yapılabilmesine olanak sağlamıştır.

Bununla birlikte, tasarıma dinletilen sentetik BS'nin dışardan kolayca duyulamayacak biçimde düşük şiddette olması, başlangıç SNR koşullarının 5 dB'nin altında olması, çevresel gürültü için ters yerleştirilen mikrofon verisini 4 kanaldaki çevresel gürültünün sinyalden belli ölçüde atılabilmiş olması algılayıcı dizisinde tüm kanallardaki BS parçalarını kayıplı da olsa gürültülü ortamlarda bile görünür hale

getirebilmiştir. Çok kanallı BS verisinde, BS parçalarından tüm kanallarda aynı anda görülmeyen sinyal parçaları çapraz doğrulama ile elenmiştir. Bu durum yüksek gürültülü ortamlarda nispeten en uzak mikrofonda BS'nin SNR değerinin çok düşmesine ve algılamanın başarısız olmasına sebep olabilir. Bunu önlemek için, tasarımımızda mümkün olduğunca abdominal bölgedeki seslerin toplanabilmesine odaklanılmış, çevresel gürültüyü süzmek için ters mikrofondan yararlanılmıştır.

BS tespiti sonrası, BS olduğuna emin olunan çerçevelerin konumlandırmalarını yapabilmek için çok kanallı veriye ihtiyaç vardır. Çok kanallı verinin birbiriyle genlik, güç ve faz olarak karşılaştırılması konumlandırmanın adımlarıdır. Bu nedenle kanallardan birinin herhangi bir sebeple BS'yi algılamaması veya gürültü nedeniyle BS'nin kaybedilmesi konumlandırmanın başarısız olmasıyla sonuçlanabilir. Sonuç olarak, kayıtların örnekleme frekansı gibi SNR değerleri de konumlandırma başarımında etkilidir.

6. SONUÇLAR

İncelenen kaynaklarda, dinleme ile BS tespit çalışmalarında birçok algılayıcı türü ve sinyal işleme yönteminin kullanıldığı görülmüştür. İlk çalışmalarda tek algılayıcı kullanılırken, ilerleyen yıllarda algılayıcı sayısı artmış, farklılaşmış ve gelişmiştir. Tek bir algılayıcı verisiyle otomatik BS tespitine odaklanan "Ortak bir vektör yaklaşımı kullanarak bağırsak sesi analizi" adlı çalışmamız 2023 yılında yayınlanmıştır (Guvenc et al., 2023). Son yıllarda yapılan çalışmalarda, çoklu algılayıcılar ile iki veya üç farklı yöntemin birleşimi şeklinde hibrit sinyal işleme yöntemleri kullanılmasının yanında, BS modelleme, video ve ultrason destekli BS tespitine uzanan çalışmalar da yapılmıştır.

Bu çalışma kapsamında öncelikle, bağırsak aktivitesinin gerçekleştiği bölgeyi kapsayacak şekilde dikdörtgen yapıda 4 adet analog mikrofon ve tam orta noktaya ters konumlandırılmış 1 adet çevresel gürültü mikrofonu içerecek şekilde iki boyutlu bir algılayıcı dizisi tasarımı yapılmıştır. BS matematiksel modelinden oluşturulan sentetik BS kaydı, ses basıncı düşük olan ve duyulamayacak biçimde kulak içi kulaklıkla yapılan tasarıma gerçek algılama ortamına benzer biçimde dinletilmiştir. Algılanan 4 kanallı gürültülü BS, sessiz dönemler ve istenmeyen frekans aralıklarının izole edildiği önişleme adımları, çevresel mikrofon verisi kullanarak adaptif filtreleme adımı ve kayan pencere kısa zamanlı enerji seviyelerine göre eşikleme adımlarından geçirilerek, çok kanallı çapraz doğrulama yapılmış, zaman-frekans öznitelikleri belirlenip kaydedilmiştir. Akustik konumlandırma için, 4 kanalda da tespit edilen her BS parçası orijinal sinyal üzerinde belirlenerek, faz dönüşümü ile yönlendirilmiş tepki gücü ve bölge daralması algoritması ile karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma sonucunda, fazla birlikte en yüksek korelasyon değerindeki konum kaynak konumu olarak atanmış ve BS konumları arama alanın x-y ekseninde pozisyon olarak tespit edilmiştir. Bu yöntemle doğrulama ızgarasında 35 farklı konumda 2 boyutlu BS haritası çıkartılmıştır.

Çalışmada elde edilen sonuçlara göre, 35 farklı konumda yapılan testlerde elde edilen BS tanıma oranları, toplam ortalamada 10 kHz örnekleme frekansında % 99,6, 44 kHz örnekleme frekansında ise % 97,9 gibi % 100' yakın elde edilmiştir. 10 kHz'de tüm BS parçaları yakalanmış, kayıt esnasında oluşan BS benzeri ani gürültü nedeniyle az sayıda yanlış pozitiften kaynaklanan hata oluşmuştur. 44 kHz,'de 35 konumda tespit edilen BS sayısı 33 konumda tüm BS parçaları yakalanmış benzer şekilde az sayıda yanlış pozitif nedeniyle hata oluşmuştur.

Örnekleme frekansı 10 kHz'den 44 kHz'e çıkarıldığında, RMSE'nin % 42,3 oranında, toplam ortalama x pozisyon hatasının % 39,9 oranında, toplam ortalama y pozisyon hatasının % 47,1 oranında, toplam ortalama pozisyon hatasının ise % 42,9, toplam ortalama pozisyon hatası standart sapması % 23,5 oranında, toplam ortalama pozisyon hatası varyansı % 35,8 oranında azaldığı görülmüştür. Bu sonuç, örnekleme frekansının BS konumlandırmada etkili olduğunu, örnekleme frekansı arttıkça

konumlandırma doğruluğunun arttığını ve bulunan konumların kaynak etrafında düşük standart sapmayla dağıldığını göstermiştir.

BS konumlandırma, BS tespiti yapıldıktan sonra, tespit edilen sinyal parçalarının hiç filtrelenmemiş ham sinyal üzerindeki izdüşümleri üzerinden yapılmalıdır. Deneysel çalışmalar göstermiştir ki, normalizasyon, önişleme ve filtreleme işlemleri konumlandırmada anahtar rol oynayan gecikme, genlik ve faz değerlerinde değişikliklere neden olmakta ve bu nedenle konumlandırmanın doğruluğunu azaltmaktadır.

Bir diğer sonuç, BS konum tespiti yapılan alanın çok dar olması sorunu, düşük frekanslardaki konum çözünürlüğü olumsuz etkilemiştir. Örneğin, ses hızının önceki çalışmalarda kabul edilen şekliyle 343 m/sn olduğu düşünüldüğünde, 10 kHz'de örneklenen BS kaydı 16,5 (cm) x 11 (cm) boyutundaki algılama dizisinde 3,43 cm'lik karesel çözünürlüğe sahipken, 44 kHz'de bu değer 0,78 cm'lik çözünürlüğe kadar ulaşır. Bu çözünürlük değerleri, çalışmamızdaki doğrulama ızgarasında, 10 kHz'de 53 konuma, 44 kHz'de yaklaşık 233 konuma karşılık gelmektedir. Örnekleme frekansının konum çözünürlüğünü iyileştirdiği sonucu 10 kHz'de ortalama RMSE = 2,5213 cm, 44 kHz'de ise ortalama RMSE = 1,4558 cm ortalama karesel hata oranı ile tespit edilmiştir.

Bu çalışmanın özgün katkıları aşağıdaki gibi sıralanabilir.

- BS sinyal işleme teknikleri, tespiti ve konumlandırılmasıyla ilgili geniş bir literatür taraması yapılmıştır.
- BS tespiti ve konumlandırması için özgün bir donanım tasarlanmış ve oluşturulmuştur.
- Donanımda kullanılacak uygun mikrofon türü için araştırma yapılmıştır.
- BS tespiti ve konumlandırma için abdominal bölgeyi modelleyen gerçekçi bir doku modeli oluşturulmuştur.
- Ses izolasyonu ve çevresel gürültü minimizasyonu için doku modeli ve tasarım uyum içinde birleştirilerek, çevresel gürültü tespiti için yerleştirilen ters mikrofon ile kanallardaki çevresel gürültü atılmıştır.
- Oluşturulan donanım ve doku modeli kullanılarak, sentetik BS sinyali 35 farklı konumda test edilmiş 10 kHz örnekleme frekansında % 99,6, 44 kHz örnekleme frekansında ise % 97,9 başarılı BS tanıma oranları, 181,5 cm^2 gibi çok küçük bir alanda 10 kHz'de ortalama 2,5213 *cm*, 44 kHz'de ise ortalama 1,4558 *cm* RMSE ile başarılı konumlandırma sonuçları alınmıştır.
- Sentetik BS sinyali, gerçek BS şiddeti ve özelliklerine yakın dışardan duyulamayacak şekilde, kulak içi kulaklık ile donanıma dinletilmiştir.
- Oluşturulan donanım, doku modeli, sentetik BS sinyalinin bu modele dinletildikten sonra BS tespiti, konumlandırılması, BS konumlarının gif formatında hareketli BS kaydına dönüştürülmesi ve böylelikle tespit edilen BS'lerin tıbbi uzmanların alışık olduğu biçimde sunmanın bir

yolunun ortaya koyulması tez çalışmamızın özgün katkıları arasında yer alır.

Sonuç olarak bu tez çalışmasıyla, BS tespitinin yanı sıra, bağırsak bölgesinin BS konumlarını tespit edebilmek için nispeten küçük olan tarama boyutu (181,5 cm^2), düşük örnekleme frekansının neden olduğu düşük çözünürlük, bununla birlikte yüksek örnekleme frekansının neden olduğu hesaplama karmaşıklığı ve yüksek veri boyutu, çevresel gürültü etkisi, düşük BS ses şiddeti gibi zorluklar değerlendirilerek analiz edilmiş ve BS konumlandırma bu zorluklara rağmen başarıyla yapılmıştır.

Bu çalışma ile, BS akustik konumlandırmanın bu dar alanda korelasyon tabanlı bir yöntemle, yüksek frekanslarda minimum hata oranıyla yapılabileceği gösterilmiş, elde edilen BS görüntülerinden oluşturulan hareketli BS kayıtları ile gastrointestinal aktiviteyi gösteren BS ses haritasının oluşturulması sağlanmıştır. Bu sayede, aktivitenin sayısının tespitinin yanı sıra, aktivitenin hareket yönü, yoğunlaştığı bölgelerin de tespiti yapılabilecektir.

Bu çalışma ile online veya offline olarak hastanın başında olmaya gerek olmadan uzaktan bağlantı ile BS sayısının ve yerinin görüntülenebilmesinin bir yolu gösterilmiş, tıbbi kararların daha kolay alınabilmesine yardımcı olacak, teşhis ve tedavi olanaklarına katkı veren bir aracın uzmanlara sunulabileceği gösterilmiştir.

7. KAYNAKLAR

Allwood, G., Du, X., Webberley, M., Osseiran, A., Marshall, B.J., 2018. Advances in Acoustic Signal Processing Techniques for Enhanced Bowel Sound Analysis. IEEE Rev Biomed Eng. https://doi.org/10.1109/RBME.2018.2874037

Al-Turjman, F. (Ed.), 2019. Edge Computing: From Hype to Reality, EAI/Springer Innovations in Communication and Computing. Springer International Publishing.

Al-Turjman, F., Nawaz, M.H., Ulusar, U.D., 2020. Intelligence in the Internet of Medical Things era: A systematic review of current and future trends. Computer Communications 150, 644–660. https://doi.org/10.1016/j.comcom.2019.12.030

Arnbjörnsson, E., 1986. Normal and pathological bowel sound patterns. Ann Chir Gynaecol 75, 314–318.

Aruna, P., Puviarasan, N., Palaniappan, B., 2005. An investigation of neuro-fuzzy systems in psychosomatic disorders. Expert Systems with Applications 28, 673–679. https://doi.org/10.1016/j.eswa.2004.12.024

Baid, H., 2009. A critical review of auscultating bowel sounds. Br J Nurs 18, 1125–1129. https://doi.org/10.12968/bjon.2009.18.18.44555

Basseville, M., Nikiforov, I.V., 1993. Detection of Abrupt Changes: Theory and Application. Prentice-Hall, Inc., Upper Saddle River, NJ, USA.

Billingsley, J., Kinns, R., 1976. The acoustic telescope. Journal of Sound and Vibration 48, 485–510. https://doi.org/10.1016/0022-460X(76)90552-6

Breum, B.M., Rud, B., Kirkegaard, T., Nordentoft, T., 2015. Accuracy of abdominal auscultation for bowel obstruction. World J Gastroenterol 21, 10018–10024. https://doi.org/10.3748/wjg.v21.i34.10018

Bronzino, J.D. (Ed.), 1999. The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition, Two Volume Set, 2 edition. ed. CRC Press, Boca Raton, FL.

Campbell, F.C., Storey, B.E., Cullen, P.T., Cuschieri, A., 1989. Surface vibration analysis (SVA): a new non-invasive monitor of gastrointestinal activity. Gut 30, 39–45.

Cannon, W.B., 1905. Auscultation of the rhythmic sounds produced by the stomach and intestines. American Journal of Physiology-Legacy Content 14, 339–353. https://doi.org/10.1152/ajplegacy.1905.14.4.339

Chanu, O.R., Raj, V.K., 2018. ACQUISITION AND CHARACTERIZATION OF BOWEL SOUNDS USING LabVIEW SOFTWARE. Biomed. Eng. Appl. Basis Commun. 30, 1850006. https://doi.org/10.4015/S1016237218500060

Chen, Y., Zhang, Y., Liang, Z., Cao, Y., Han, Z., Feng, X., 2020. Flexible inorganic bioelectronics. npj Flex Electron 4, 2. https://doi.org/10.1038/s41528-020-0065-1

Chien, C.-H., Huang, H.-T., Wang, C.-Y., Chong, F.-C., 2009. Two-dimensional static and dynamic display system of bowel sound magnitude map for evaluation of intestinal motility. Biomed. Eng. Appl. Basis Commun. 21, 333–342. https://doi.org/10.4015/S1016237209001428

Ching, S.S., Tan, Y.K., 2012. Spectral analysis of bowel sounds in intestinal obstruction using an electronic stethoscope. World J. Gastroenterol. 18, 4585–4592. https://doi.org/10.3748/wjg.v18.i33.4585

Chui, C.K., 1992. An Introduction to Wavelets. Academic Press Professional, Inc., San Diego, CA, USA.

Craine, B.L., Silpa, M., O'Toole, C.J., 1999. Computerized auscultation applied to irritable bowel syndrome. Dig. Dis. Sci. 44, 1887–1892.

Craine, B.L., Silpa, M.L., 2003. Use of a computerized GI sound analysis system. Am. J. Gastroenterol. 98, 944. https://doi.org/10.1111/j.1572-0241.2003.07363.x

Craine, B.L., Silpa, M.L., O'Toole, C.J., 2002. Two-dimensional positional mapping of gastrointestinal sounds in control and functional bowel syndrome patients. Dig. Dis. Sci. 47, 1290–1296.

Craine, B.L., Silpa, M.L., O'Toole, C.J., 2001. Enterotachogram analysis to distinguish irritable bowel syndrome from Crohn's disease. Dig. Dis. Sci. 46, 1974–1979.

Dalle, D., Devroede, G., Thibault, R., Perrault, J., 1975. Computer analysis of bowel sounds. Computers in Biology and Medicine 4, 247–256. https://doi.org/10.1016/0010-4825(75)90036-0

Delfini, A.T., Troncon, L.E.A., Baffa, O., Oliveira, R.B., Moraes, E.R., 2010. Digital Auscultation and Processing of Abdominal Sounds, in: Dössel, O., Schlegel, W.C. (Eds.), World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany, IFMBE Proceedings. Springer Berlin Heidelberg, pp. 1400–1402.

Dimoulas, C., Kalliris, G., Papanikolaou, G., Kalampakas, A., 2007. Long-term signal detection, segmentation and summarization using wavelets and fractal dimension: a bioacoustics application in gastrointestinal-motility monitoring. Comput. Biol. Med. 37, 438–462. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2006.08.013

Dimoulas, C., Kalliris, G., Papanikolaou, G., Kalampakas, A., 2006. Novel wavelet domain Wiener filtering de-noising techniques: Application to bowel sounds captured by means of abdominal surface vibrations. Biomedical Signal Processing and Control 1, 177–218. https://doi.org/10.1016/j.bspc.2006.08.004

Dimoulas, C., Kalliris, G., Papanikolaou, G., Petridis, V., Kalampakas, A., 2008. Bowel-sound pattern analysis using wavelets and neural networks with application to long-term, unsupervised, gastrointestinal motility monitoring. Expert Systems with Applications 34, 26–41. https://doi.org/10.1016/j.eswa.2006.08.014

Dimoulas, C.A., 2016. Audiovisual Spatial-Audio Analysis by Means of Sound Localization and Imaging: A Multimedia Healthcare Framework in Abdominal Sound Mapping. IEEE Transactions on Multimedia 18, 1969–1976. https://doi.org/10.1109/TMM.2016.2594148

Dimoulas, C.A., Papanikolaou, G.V., Petridis, V., 2011. Pattern classification and audiovisual content management techniques using hybrid expert systems: A video-assisted bioacoustics application in Abdominal Sounds pattern analysis. Expert Systems with Applications 38, 13082–13093. https://doi.org/10.1016/j.eswa.2011.04.115

Do, H., Silverman, H.F., Yu, Y., 2007. A Real-Time SRP-PHAT Source Location Implementation using Stochastic Region Contraction(SRC) on a Large-Aperture Microphone Array, in: 2007 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - ICASSP '07. Presented at the 2007 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - ICASSP '07, IEEE, Honolulu, HI, USA, p. I-121-I–124. https://doi.org/10.1109/ICASSP.2007.366631

Du, X., Allwood, G., Webberley, K.M., Inderjeeth, A.J., Osseiran, A., Marshall, B.J., 2018a. Tu2017 - Non-Invasive Diagnosis of Irritable Bowel Syndrome via Novel

Bowel Sound Features: Proof of Principle. Gastroenterology 154, S-1370-S-1371. https://doi.org/10.1016/S0016-5085(18)34476-7

Du, X., Allwood, G., Webberley, K.M., Osseiran, A., Marshall, B.J., 2018b. Bowel Sounds Identification and Migrating Motor Complex Detection with Low-Cost Piezoelectric Acoustic Sensing Device. Sensors (Basel) 18. https://doi.org/10.3390/s18124240

Du, X., Allwood, G., Webberley, K.M., Osseiran, A., Wan, W., Volikova, A., Marshall, B.J., 2018c. A mathematical model of bowel sound generation. The Journal of the Acoustical Society of America 144, EL485–EL491. https://doi.org/10.1121/1.5080528

Duda, R.O., Hart, P.E., Stork, D.G., 2000. Pattern Classification (2Nd Edition). Wiley-Interscience, New York, NY, USA.

Emoto, T., Shono, K., Abeyratne, U.R., Okahisa, T., Yano, H., Akutagawa, M., Konaka, S., Kinouchi, Y., 2013. ARMA-based spectral bandwidth for evaluation of bowel motility by the analysis of bowel sounds. Physiol Meas 34, 925–936. https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/8/925

Felder, S., Margel, D., Murrell, Z., Fleshner, P., 2014. Usefulness of bowel sound auscultation: a prospective evaluation. J Surg Educ 71, 768–773. https://doi.org/10.1016/j.jsurg.2014.02.003

Georgoulis, B., 1967. Bowel sounds. Proc. R. Soc. Med. 60, 917–920.

Goto, J., Matsuda, K., Harii, N., Moriguchi, T., Yanagisawa, M., Sakata, O., 2015. Usefulness of a real-time bowel sound analysis system in patients with severe sepsis (pilot study). J Artif Organs 18, 86–91. https://doi.org/10.1007/s10047-014-0799-4

Gu, Y., Lim, H.J., Moser, M.A.J., 2010. How useful are bowel sounds in assessing the abdomen? Dig Surg 27, 422–426. https://doi.org/10.1159/000319372

Guvenc, H., Ulusar, U., Ogunc, G., Canpolat, M., 2023. Bowel sound analysis using a common vector approach 3, 37–47.

Hadjileontiadis, Leontios J., 2005. Wavelet-based enhancement of lung and bowel sounds using fractal dimension thresholding--Part I: methodology. IEEE Trans Biomed Eng 52, 1143–1148. https://doi.org/10.1109/TBME.2005.846706

Hadjileontiadis, L. J., 2005. Wavelet-based enhancement of lung and bowel sounds using fractal dimension thresholding-part II: application results. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 52, 1050–1064. https://doi.org/10.1109/TBME.2005.846717

Hadjileontiadis, L.J., Kontakos, T.P., Liatsos, C.N., Mavrogiannis, C.C., Rokkas, T.A., Panas, S.M., 1999. Enhancement of the diagnostic character of bowel sounds using higher-order crossings, in: Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference. 1999 IEEE Engineering in Medicine and Biology 21st Annual Conference and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society (Cat. N. Presented at the Proceedings of the First Joint BMES/EMBS Conference. 1999 IEEE Engineering in Medicine and Biology 21st Annual Conference and the 1999 Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society (Cat. N, p. 1027 vols.2-. https://doi.org/10.1109/IEMBS.1999.804180

Hadjileontiadis, L.J., Liatsos, C.N., Mavrogiannis, C.C., Rokkas, T.A., Panas, S.M., 2000. Enhancement of bowel sounds by wavelet-based filtering. IEEE Trans Biomed Eng 47, 876–886. https://doi.org/10.1109/10.846681

Hadjileontiadis, L.J., Panas, S.M., 1998. On modeling impulsive bioacoustic signals with symmetric /spl alpha/-stable distributions: application in discontinuous adventitious lung sounds and explosive bowel sounds, in: Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol.20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No.98CH36286). Presented at the Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Vol.20 Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No.98CH36286), pp. 13–16 vol.1. https://doi.org/10.1109/IEMBS.1998.745810

Hadjileontiadis, L.J., Rekanos, I.T., 2003a. Detection of explosive lung and bowel sounds by means of fractal dimension. IEEE Signal Processing Letters 10, 311–314. https://doi.org/10.1109/LSP.2003.817171

Hadjileontiadis, L.J., Rekanos, I.T., 2003b. Enhancement of explosive bowel sounds using Kurtosis-based filtering, in: Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439). Presented at the Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439), pp. 2479-2482 Vol.3. https://doi.org/10.1109/IEMBS.2003.1280418

Hill, J.M.D., Adrezin, R.S., 2008. Stethoscope for Monitoring Neonatal Abdominal Sounds.

Huang, Y., Song, I., Rana, P., Koh, G., 2017. Fast diagnosis of bowel activities, in: 2017 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN). Presented at the 2017 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN), pp. 3042–3049. https://doi.org/10.1109/IJCNN.2017.7966234

Inderjeeth, A.-J., Webberley, K.M., Muir, J., Marshall, B.J., 2018. The potential of computerised analysis of bowel sounds for diagnosis of gastrointestinal conditions: a systematic review. Syst Rev 7, 124. https://doi.org/10.1186/s13643-018-0789-3

Kaneshiro, M., Kaiser, W., Pourmorady, J., Fleshner, P., Russell, M., Zaghiyan, K., Lin, A., Martinez, B., Patel, A., Nguyen, A., Singh, D., Zegarski, V., Reid, M., Dailey, F., Xu, J., Robbins, K., Spiegel, B., 2016. Postoperative Gastrointestinal Telemetry with an Acoustic Biosensor Predicts Ileus vs. Uneventful GI Recovery. J. Gastrointest. Surg. 20, 132–139; discussion 139. https://doi.org/10.1007/s11605-015-2956-3

Kim, K.-S., Park, H.-J., Kang, H.S., Song, C.-G., 2012. Awareness system for bowel motility estimation based on artificial neural network of bowel sounds, in: 4th International Conference on Awareness Science and Technology. Presented at the 4th International Conference on Awareness Science and Technology, pp. 185–188. https://doi.org/10.1109/iCAwST.2012.6469611

Kim, K.S., Seo, J.H., Ryu, S.H., Kim, M.H., Song, C.G., 2011. Estimation algorithm of the bowel motility based on regression analysis of the jitter and shimmer of bowel sounds. Comput Methods Programs Biomed 104, 426–434. https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2011.02.014

Kim, K.-S., Seo, J.-H., Song, C.-G., 2011. Non-invasive algorithm for bowel motility estimation using a back-propagation neural network model of bowel sounds. Biomed Eng Online 10, 69. https://doi.org/10.1186/1475-925X-10-69

Kölle, K., Aftab, M.F., Andersson, L.E., Fougner, A.L., Stavdahl, Ø., 2019a. Data driven filtering of bowel sounds using multivariate empirical mode decomposition. BioMedical Engineering OnLine 18, 28. https://doi.org/10.1186/s12938-019-0646-1

Kölle, K., Fougner, A., Ellingsen, R., Carlsen, S., Stavdahl, Ø., 2019b. Feasibility of early meal detection based on abdominal sound. IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine PP. https://doi.org/10.1109/JTEHM.2019.2940218

Kreyszig, E., 2011. Advanced Engineering Mathematics, 10 edition. ed. Wiley, Hoboken, NJ.

Li, K., Swamy, M.N.S., Ahmad, M.O., 2005. An improved voice activity detection using higher order statistics. IEEE Transactions on Speech and Audio Processing 13, 965–974. https://doi.org/10.1109/TSA.2005.851955

Li, M., Yang, J., Wang, X., 2011. Research on auto-identification method to the typical bowel sound signal, in: 2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI). Presented at the 2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), pp. 845–849. https://doi.org/10.1109/BMEI.2011.6098435

Liatsos, C., Hadjileontiadis, L.J., Mavrogiannis, C., Patch, D., Panas, S.M., Burroughs, A.K., 2003. Bowel sounds analysis: a novel noninvasive method for diagnosis of small-volume ascites. Dig. Dis. Sci. 48, 1630–1636.

Lin, B., Sheu, M., Chuang, C., Tseng, K., Chen, J., 2013. Enhancing Bowel Sounds by Using a Higher Order Statistics-Based Radial Basis Function Network. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics 17, 675–680. https://doi.org/10.1109/JBHI.2013.2244097

Longfu, Z., Yi, S., Sun, H., Zheng, L., Dapeng, H., Yonghe, H., 2015. Identification of bowel sound signal with spectral entropy method, in: 2015 12th IEEE International Conference on Electronic Measurement Instruments (ICEMI). Presented at the 2015 12th IEEE International Conference on Electronic Measurement Instruments (ICEMI), pp. 798–802. https://doi.org/10.1109/ICEMI.2015.7494333

Lynch, A.C., Antony, A., Dobbs, B.R., Frizelle, F.A., 2001. Bowel dysfunction following spinal cord injury. Spinal Cord 39, 193–203. https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101119

Mamun, K., McFarlane, N., 2018. Live Demonstration: Portable Bowel Sound Idenfication System, in: 2018 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS). Presented at the 2018 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), pp. 1–1. https://doi.org/10.1109/ISCAS.2018.8351883

Mamun, K.A.A., Habib, M.H.U., McFarlane, N., Paul, N., 2015. A low power integrated bowel sound measurement system, in: 2015 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings. Presented at the 2015 IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference (I2MTC) Proceedings, pp. 779–783. https://doi.org/10.1109/I2MTC.2015.7151367

Mamun, K.A.A., McFarlane, N., 2016. Integrated real time bowel sound detector for artificial pancreas systems. Sensing and Bio-Sensing Research 7, 84–89. https://doi.org/10.1016/j.sbsr.2016.01.004

Mansy, H.A., Sandler, R.H., 2000. Detection and analysis of gastrointestinal sounds in normal and small bowel obstructed rats. Med Biol Eng Comput 38, 42–48.

Mansy, H.A., Sandler, R.H., 1997. Bowel-sound signal enhancement using adaptive filtering. IEEE Eng Med Biol Mag 16, 105–117.

Merino-Martínez, R., Sijtsma, P., Snellen, M., Ahlefeldt, T., Antoni, J., Bahr, C.J., Blacodon, D., Ernst, D., Finez, A., Funke, S., Geyer, T.F., Haxter, S., Herold, G., Huang, X., Humphreys, W.M., Leclère, Q., Malgoezar, A., Michel, U., Padois, T., Pereira, A., Picard, C., Sarradj, E., Siller, H., Simons, D.G., Spehr, C., 2019. A review of acoustic imaging methods using phased microphone arrays: Part of the "Aircraft Noise Generation and Assessment" Special Issue. CEAS Aeronaut J 10, 197–230. https://doi.org/10.1007/s13272-019-00383-4

Metcalf, A.M., Phillips, S.F., Zinsmeister, A.R., MacCarty, R.L., Beart, R.W., Wolff, B.G., 1987. Simplified assessment of segmental colonic transit. Gastroenterology 92, 40–47.

Moore, F.A., Moore, E.E., Jones, T.N., McCroskey, B.L., Peterson, V.M., 1989. TEN versus TPN following major abdominal trauma--reduced septic morbidity. J Trauma 29, 916–922; discussion 922-923.

Nikias, C.L., Petropulu, A.P., 1993. Higher-order spectra analysis : a nonlinear signal processing framework. Englewood Cliffs, N.J. : PTR Prentice Hall.

Öztaş, A.S., Türk, E., Uluşar, Ü.D., Canpolat, M., Yaprak, M., Kazanır, S., Öğünç, G., Doğru, V., Canagir, O.C., 2015. Bioacoustic sensor system for automatic detection of bowel sounds, in: 2015 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO). Presented at the 2015 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO), pp. 1–4. https://doi.org/10.1109/TIPTEKNO.2015.7374601

Proakis, J.G., Manolakis, D.K., 2006. Digital Signal Processing, 4 edition. ed. Pearson, Upper Saddle River, N.J.

Qiao, Y., Wang, L., Tao, X., 2021. A Bowel Sound Detection Method Based on a Novel Non-speech Body Sound Sensing Device, in: 2021 IEEE 45th Annual Computers, Software, and Applications Conference (COMPSAC). Presented at the 2021 IEEE 45th Annual Computers, Software, and Applications Conference (COMPSAC), pp. 785–793. https://doi.org/10.1109/COMPSAC51774.2021.00111

Ranta, R., Heinrich, C., Louis-Dorr, V., Wolf, D., Guillemin, F., 2001. Wavelet-based bowel sounds denoising, segmentation and characterization, in: 2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Presented at the 2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 1903–1906 vol.2. https://doi.org/10.1109/IEMBS.2001.1020598

Ranta, R., Louis-Dorr, V., Heinrich, C., Wolf, D., Guillemin, F., 2010. Digestive activity evaluation by multichannel abdominal sounds analysis. IEEE Trans Biomed Eng 57, 1507–1519. https://doi.org/10.1109/TBME.2010.2040081

Ranta, R., Louis-Dorr, V., Heinrich, C., Wolf, D., Guillemin, F., 2004. Principal component analysis and interpretation of bowel sounds, in: The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Presented at the The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 227–230. https://doi.org/10.1109/IEMBS.2004.1403133

Ranta, R., Louis-Dorr, V., Heinrich, C., Wolf, D., Guillemin, F., 2002. AUTOMATIC SEGMENTATION AND CLASSIFICATION OF BOWEL SOUNDS. IEEE Signal Processing Letters 10, 277.

Rekanos, I.T., Hadjileontiadis, L.J., 2006. An iterative kurtosis-based technique for the detection of nonstationary bioacoustic signals. Signal Processing, Special Section: Multimodal Human-Computer Interfaces 86, 3787–3795. https://doi.org/10.1016/j.sigpro.2006.03.020

Sakata, O., Matsuda, K., Suzuki, Y., Satake, T., 2011. Basic study of occurrence frequency of bowel sounds after food ingestion, in: TENCON 2011 - 2011 IEEE Region 10 Conference. Presented at the TENCON 2011 - 2011 IEEE Region 10 Conference, IEEE, Bali, Indonesia, pp. 1203–1206. https://doi.org/10.1109/TENCON.2011.6129303

Sakata, O., Suzuki, Y., 2016. Optimum Unit Time on Calculating Occurrence Frequency of Bowel Sounds for Real-Time Monitoring of Bowel Peristalsis. International Journal of Signal Processing Systems 465–468. https://doi.org/10.18178/ijsps.4.6.465-468

Sakata, O., Suzuki, Y., Matsuda, K., Satake, T., 2013. Temporal changes in occurrence frequency of bowel sounds both in fasting state and after eating. J Artif Organs 16, 83–90. https://doi.org/10.1007/s10047-012-0666-0

Sato, R., Emoto, T., Gojima, Y., Akutagawa, M., 2018. Automatic Bowel Motility Evaluation Technique for Noncontact Sound Recordings. Applied Sciences 8, 999. https://doi.org/10.3390/app8060999

Schroeder, D., Gillanders, L., Mahr, K., Hill, G.L., 1991. Effects of Immediate Postoperative Enteral Nutrition on Body Composition, Muscle Function, and Wound Healing. J Parenter Enteral Nutr 15, 376–383. https://doi.org/10.1177/0148607191015004376

Sheu, M., Lin, P., Chen, J., Lee, C., Lin, B., 2015. Higher-Order-Statistics-Based Fractal Dimension for Noisy Bowel Sound Detection. IEEE Signal Processing Letters 22, 789–793. https://doi.org/10.1109/LSP.2014.2369856

Spiegel, B.M.R., Kaneshiro, M., Russell, M.M., Lin, A., Patel, A., Tashjian, V.C., Zegarski, V., Singh, D., Cohen, S.E., Reid, M.W., Whitman, C.B., Talley, J., Martinez, B.M., Kaiser, W., 2014. Validation of an acoustic gastrointestinal surveillance biosensor for postoperative ileus. J. Gastrointest. Surg. 18, 1795–1803. https://doi.org/10.1007/s11605-014-2597-y

Sugrue, M., Redfern, M., 1994. Computerized phonoenterography: the clinical investigation of a new system. J. Clin. Gastroenterol. 18, 139–144.

Tomomasa, T., Morikawa, A., Sandler, R.H., Mansy, H.A., Koneko, H., Masahiko, T., Hyman, P.E., Itoh, Z., 1999. Gastrointestinal sounds and migrating motor complex in fasted humans. Am. J. Gastroenterol. 94, 374–381. https://doi.org/10.1111/j.1572-0241.1999.00862.x

Tsai, C., Wu, T., Chao, Y., 2011. Labview based bowel-sounds monitoring system in realtime, in: 2011 International Conference on Machine Learning and Cybernetics. Presented at the 2011 International Conference on Machine Learning and Cybernetics, pp. 1815–1818. https://doi.org/10.1109/ICMLC.2011.6017026

Türk, E., Öztaş, A.S., Uluşar, Ü.D., Canpolat, M., Kazanır, S., Yaprak, M., Öğünç, G., Doğru, V., Canagir, O.C., 2015. Wireless bioacoustic sensor system for automatic detection of bowel sounds, in: 2015 19th National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT). Presented at the 2015 19th National Biomedical

Engineering Meeting (BIYOMUT), pp. 1–4. https://doi.org/10.1109/BIYOMUT.2015.7369458

Ulusar, U.D., 2014. Recovery of gastrointestinal tract motility detection using Naive Bayesian and minimum statistics. Comput. Biol. Med. 51, 223–228. https://doi.org/10.1016/j.compbiomed.2014.05.013

Ulusar, U.D., Canpolat, M., Yaprak, M., Kazanir, S., Ogunc, G., 2013. Real-time monitoring for recovery of gastrointestinal tract motility detection after abdominal surgery, in: 2013 7th International Conference on Application of Information and Communication Technologies. Presented at the 2013 7th International Conference on Application of Information and Communication Technologies, pp. 1–4. https://doi.org/10.1109/ICAICT.2013.6722654

Vantrappen, G., Janssens, J., Coremans, G., Jian, R., 1986. Gastrointestinal motility disorders. Dig. Dis. Sci. 31, 5S-25S.

Vasseur, C., Devroede, G., Dalle, D., Van Houtte, N., Bastin, E., Thibault, R., 1975. Postprandial bowel sounds. IEEE Trans Biomed Eng 22, 443–448.

Wang, F., Wu, D., Jin, P., Zhang, Y., Yang, Y., Ma, Y., Yang, A., Fu, J., Feng, X., 2019. A flexible skin-mounted wireless acoustic device for bowel sounds monitoring and evaluation. Sci. China Inf. Sci. 62, 202402. https://doi.org/10.1007/s11432-019-9906-1

Wang, G., Yang, Y., Chen, S., Fu, J., Wu, D., Yang, A., Ma, Y., Feng, X., 2022. Flexible Dual-Channel Digital Auscultation Patch With Active Noise Reduction for Bowel Sound Monitoring and Application. IEEE J. Biomed. Health Inform. 26, 2951–2962. https://doi.org/10.1109/JBHI.2022.3151927

Watson, W.C., Knox, E.C., 1967. Phonoenterography: the recording and analysis of bowel sounds. Gut 8, 88–94.

Windsor, A.C., Kanwar, S., Li, A.G., Barnes, E., Guthrie, J.A., Spark, J.I., Welsh, F., Guillou, P.J., Reynolds, J.V., 1998. Compared with parenteral nutrition, enteral feeding attenuates the acute phase response and improves disease severity in acute pancreatitis. Gut 42, 431–435.

Xizheng, Z., Ling, Y., Weixiong, W., 2010. An New Filtering Methods in the Wavelet Domain for Bowel Sounds. International Journal of Advanced Computer Science and Applications (IJACSA) 1. https://doi.org/10.14569/IJACSA.2010.010505

Yamada, Y., Sakata, O., Satoh, Y., 2020. Hybrid Bowel Sound Measurement System Combining Microphones and a Vibration Sensor, in: Proceedings of the 12th International Conference on Computer Modeling and Simulation. Presented at the ICCMS '20: The 12th International Conference on Computer Modeling and Simulation, ACM, Brisbane QLD Australia, pp. 175–179. https://doi.org/10.1145/3408066.3408092

Yamaguchi, K., Yamaguchi, T., Odaka, T., Saisho, H., 2006. Evaluation of gastrointestinal motility by computerized analysis of abdominal auscultation findings. J. Gastroenterol. Hepatol. 21, 510–514. https://doi.org/10.1111/j.1440-1746.2005.03997.x

Yin, Y., Jiang, H., Feng, S., Liu, J., Chen, P., Zhu, B., Wang, Z., 2018. Bowel sound recognition using SVM classification in a wearable health monitoring system. Sci. China Inf. Sci. 61, 084301. https://doi.org/10.1007/s11432-018-9395-5

Yin, Y., Jiang, H., Yang, W., Wang, Z., 2016. Intestinal motility assessment based on Legendre fitting of logarithmic bowel sound spectrum. Electronics Letters 52, 1364–1366. https://doi.org/10.1049/el.2016.1880

Yin, Y., Yang, W., Jiang, H., Wang, Z., 2015. Bowel sound based digestion state recognition using artificial neural network, in: 2015 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS). Presented at the 2015 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), pp. 1–4. https://doi.org/10.1109/BioCAS.2015.7348364

Yoshino, H., Abe, Y., Yoshino, T., Ohsato, K., 1990. Clinical application of spectral analysis of bowel sounds in intestinal obstruction. Dis. Colon Rectum 33, 753–757.

Zaborski, D., Halczak, M., Grzesiak, W., Modrzejewski, A., 2015. Recording and Analysis of Bowel Sounds. Euroasian J Hepatogastroenterol 5, 67–73. https://doi.org/10.5005/jp-journals-10018-1137

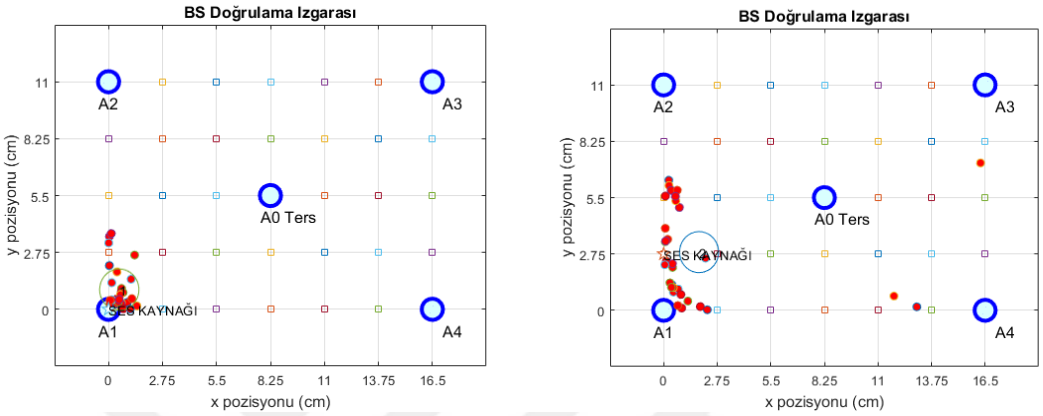
Zhao, K., Jiang, H., Yuan, T., Zhang, C., Jia, W., Wang, Z., 2020. A CNN Based Human Bowel Sound Segment Recognition Algorithm with Reduced Computation Complexity for Wearable Healthcare System, in: 2020 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS). Presented at the 2020 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), IEEE, Seville, Spain, pp. 1–5. https://doi.org/10.1109/ISCAS45731.2020.9180432

Zheng, X., Zhang, C., Chen, P., Zhao, K., Jiang, H., Jiang, Z., Pan, H., Wang, Z., Jia, W., 2020. A CRNN System for Sound Event Detection Based on Gastrointestinal Sound Dataset Collected by Wearable Auscultation Devices. IEEE Access 8, 157892–157905. https://doi.org/10.1109/ACCESS.2020.3020099

8. EKLER

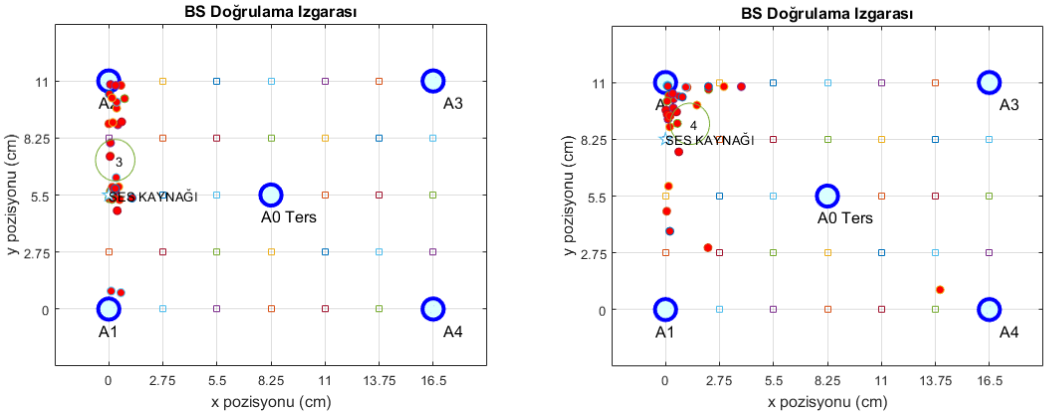
8.1. 10 kHz BS konumlandırma haritaları

10 kHz örnekleme frekansında, 35 ölçüm noktasından yapılan doğrulama deneylerine ait konumlandırma haritaları Şekil 8.1. ve Şekil 8.18. arasındaki şekillerde gösterildiği gibidir.



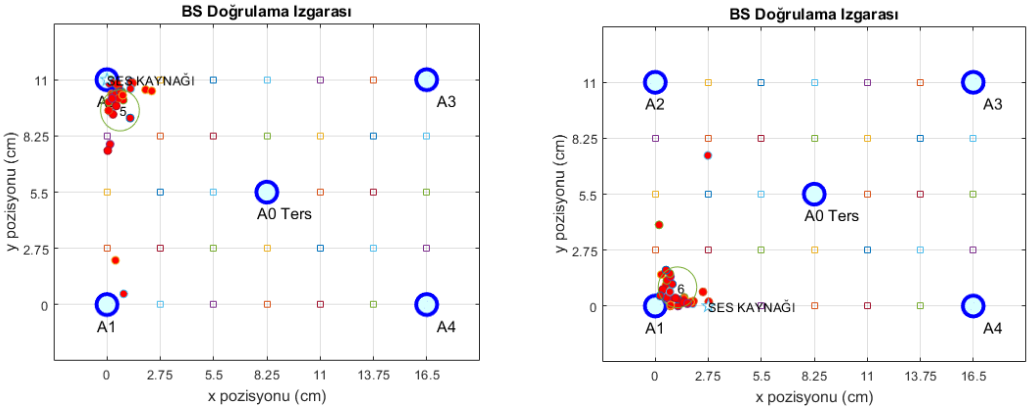
(a) **(b)**

Şekil 8.1. a) (0,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (0,00 2,75) pozisyonunda konumlandırma



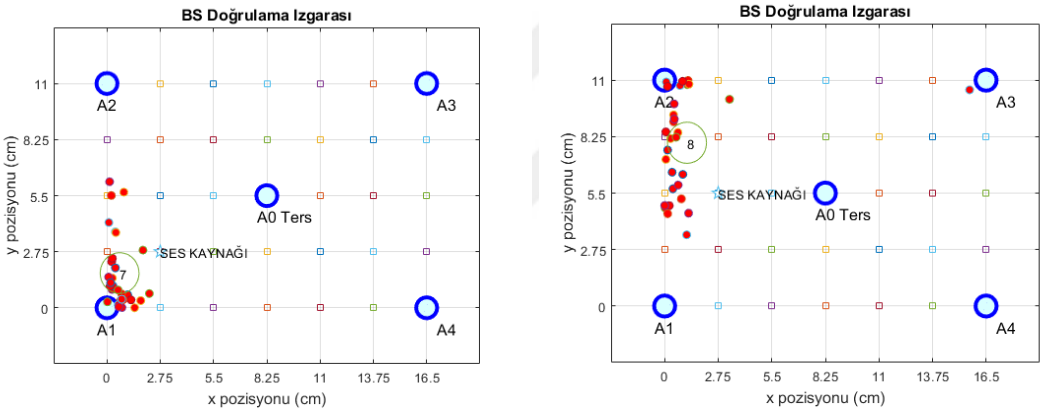
(a) **(b)**

Şekil 8.2. a) (0,00 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (0,00 8,25) pozisyonunda konumlandırma



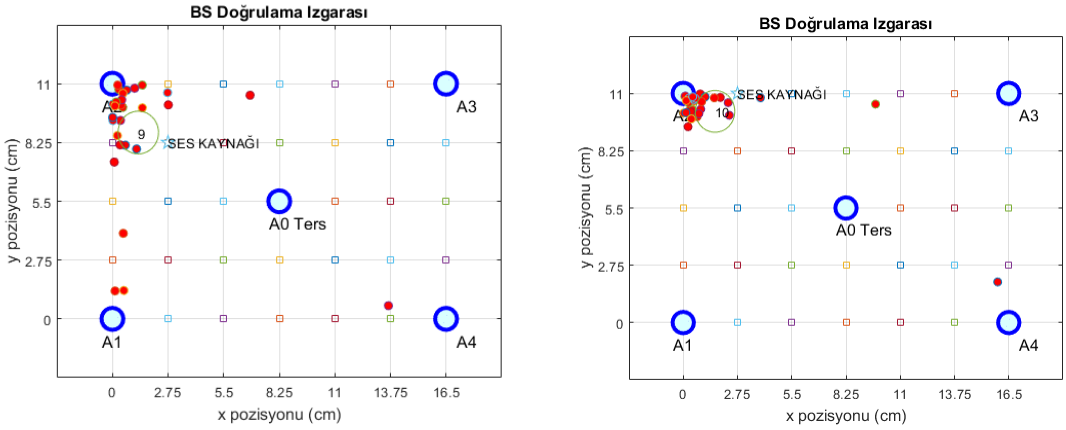
(a) **(b)**

Şekil 8.3. a) (0,00 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 0,00) pozisyonunda konumlandırma



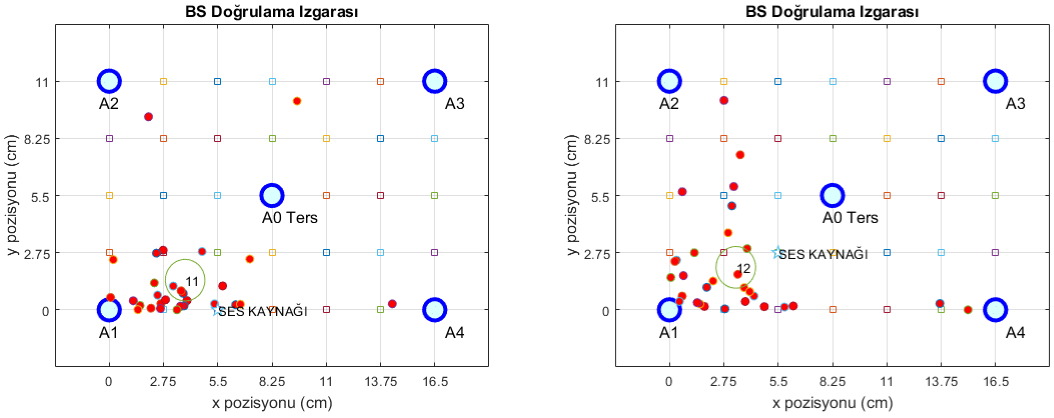
(a) **(b)**

Şekil 8.4. a) (2,75 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 5,50) pozisyonunda konumlandırma



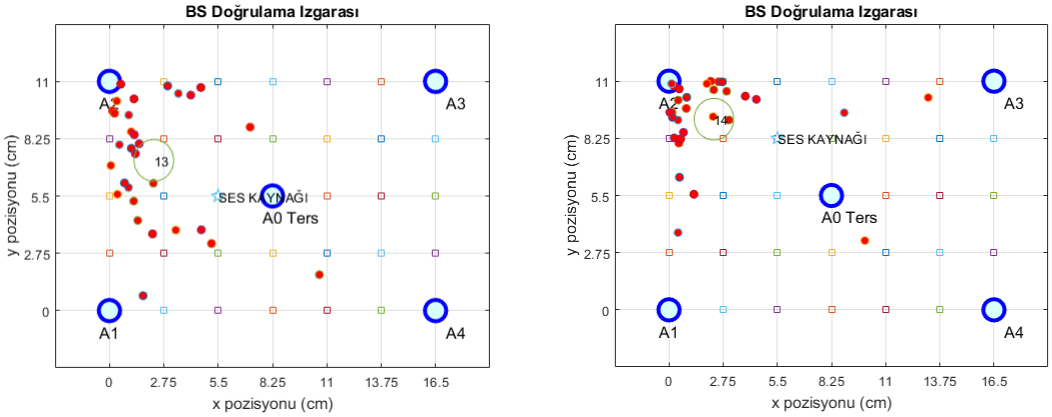
(a) **(b)**

Şekil 8.5. a) (2,75 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 11,00) pozisyonunda konumlandırma



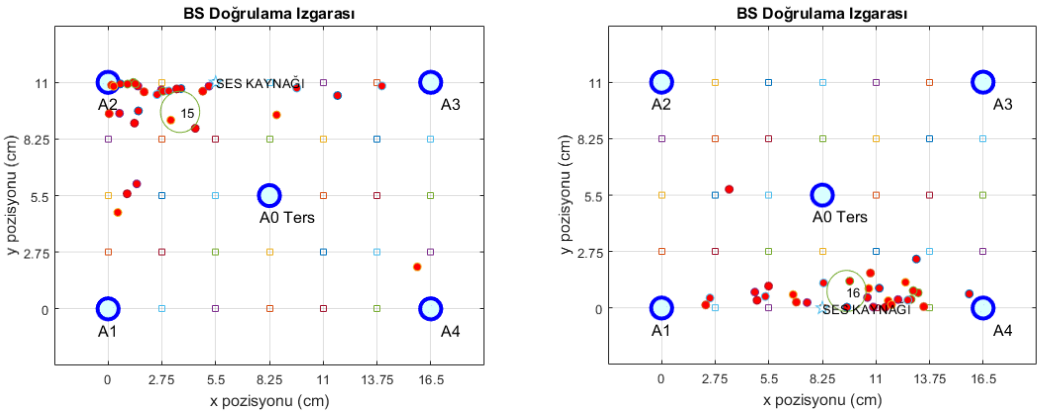
(a) **(b)**

Şekil 8.6. a) (5,50 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (5,50 2,75) pozisyonunda konumlandırma



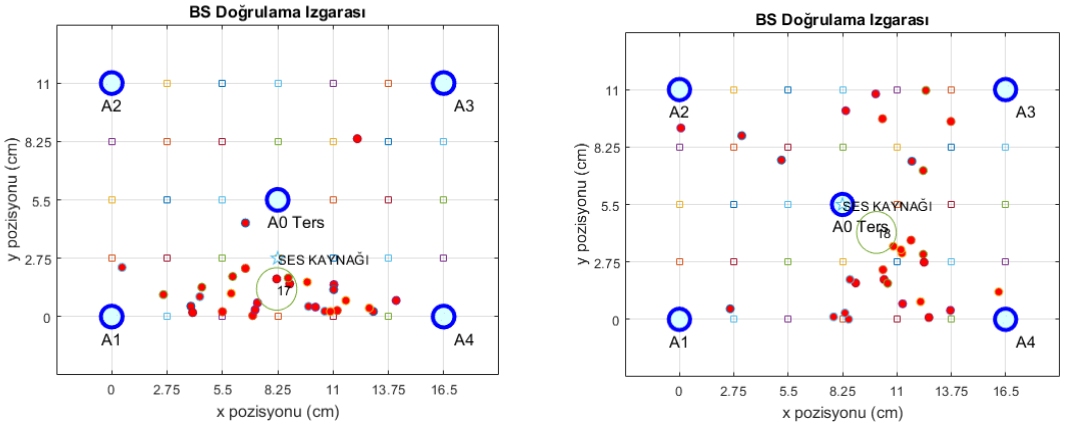
(a) **(b)**

Şekil 8.7. a) (5,50 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (5,50 8,25) pozisyonunda konumlandırma



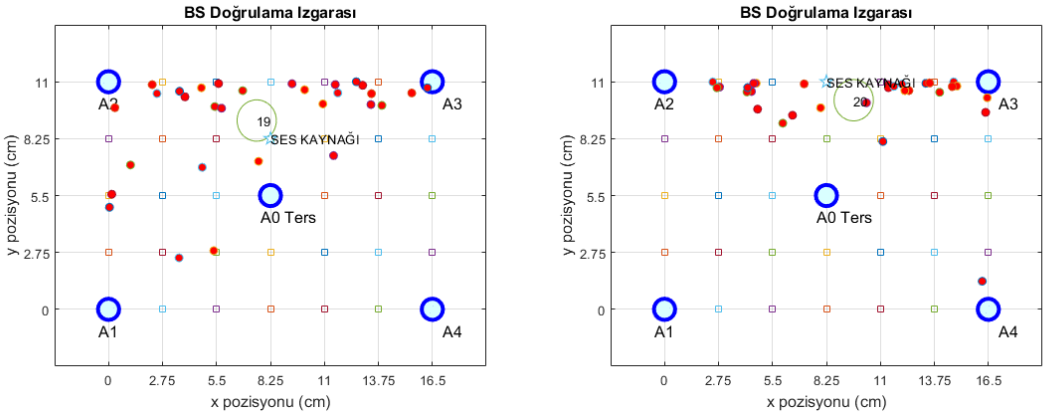
(a) **(b)**

Şekil 8.8. a) (5,50 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 0,00) pozisyonunda konumlandırma



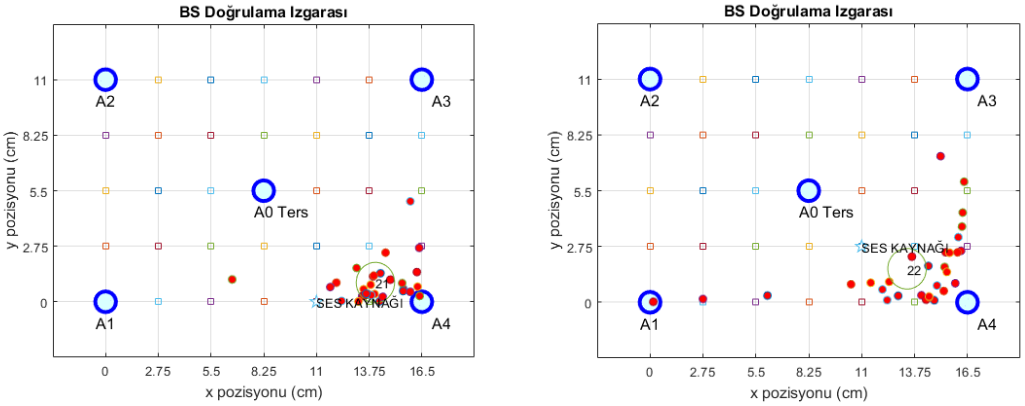
(a) **(b)**

Şekil 8.9. a) (8,25 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 5,50) pozisyonunda konumlandırma



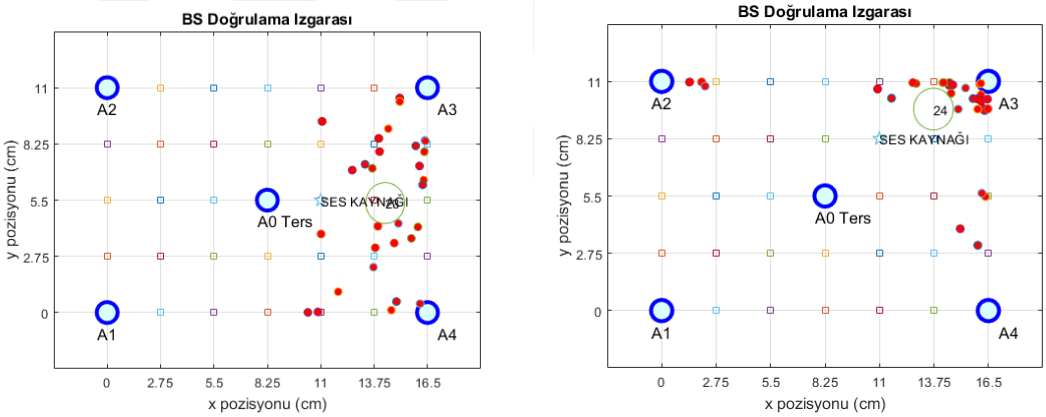
(a) **(b)**

Şekil 8.10. a) (8,25 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 11,00) pozisyonunda konumlandırma;



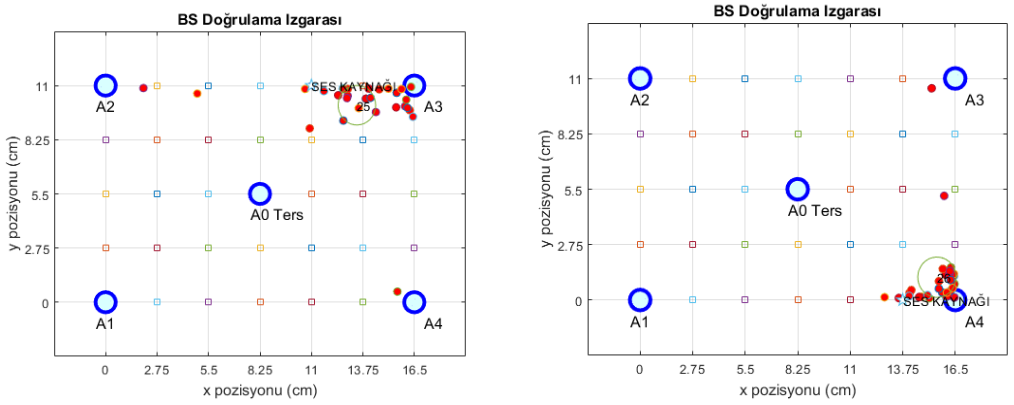
(a) **(b)**

Şekil 8.11. a) (11,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (11,00 2,75) pozisyonunda konumlandırma



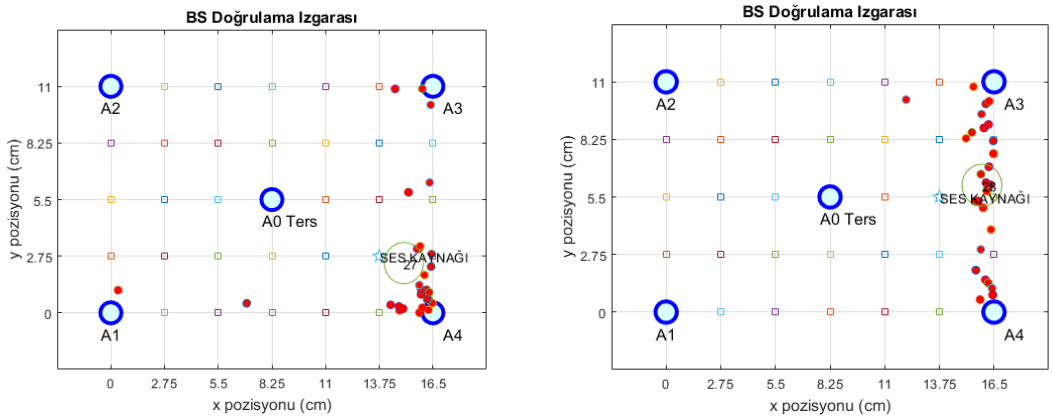
(a) **(b)**

Şekil 8.12. a) (11,00 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (11,00 8,25) pozisyonunda konumlandırma



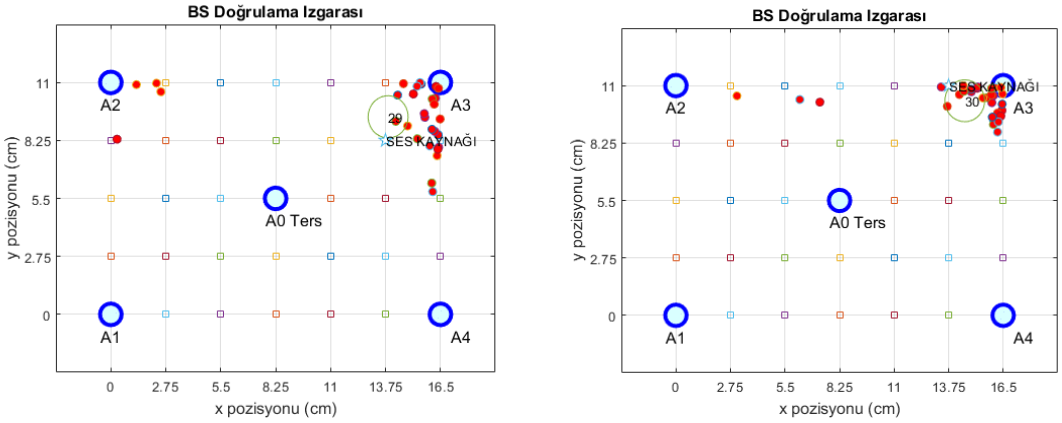
(a) **(b)**

Şekil 8.13. a) (11,00 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 0,00) pozisyonunda konumlandırma



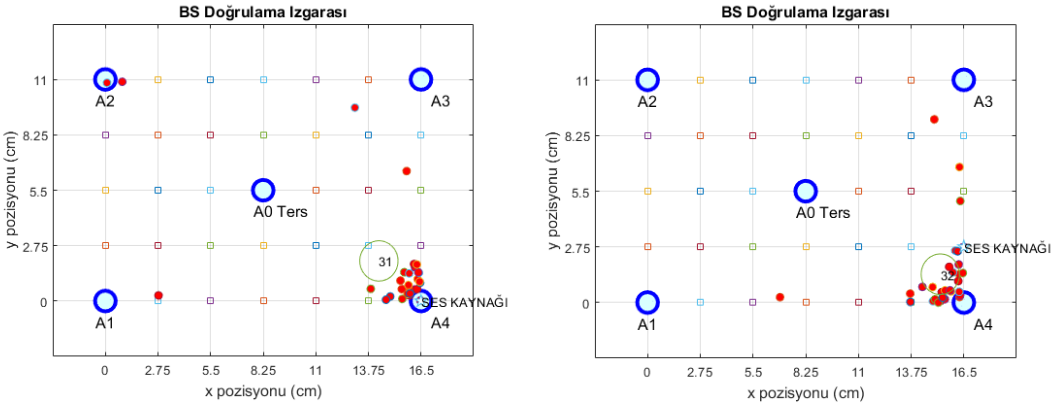
(a) **(b)**

Şekil 8.14. a) (13,75 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 5,50) pozisyonunda konumlandırma



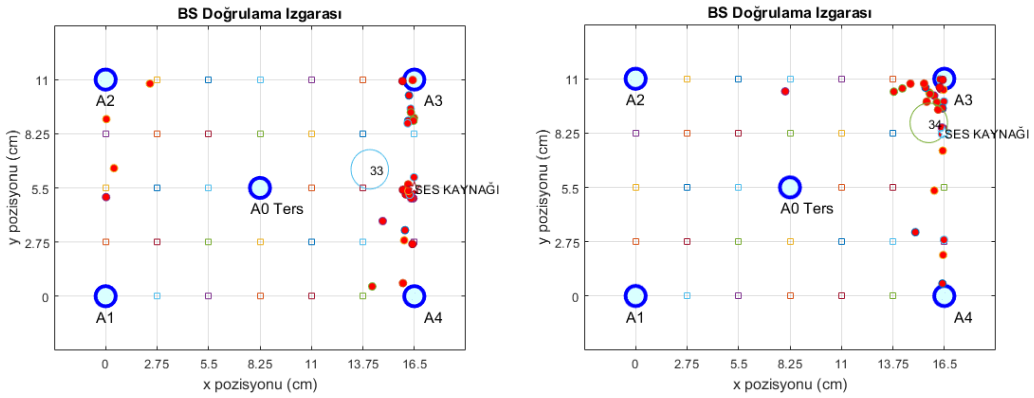
(a) **(b)**

Şekil 8.15. a) (13,75 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 11,00) pozisyonunda konumlandırma



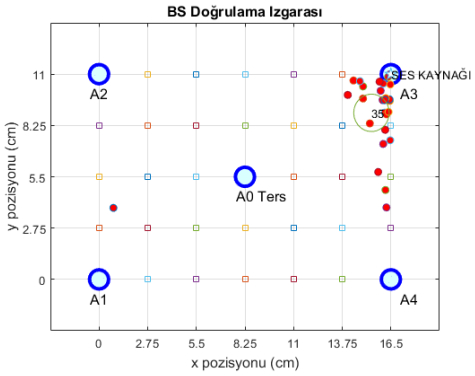
(a) **(b)**

Şekil 8.16. a) (16,50 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (16,50 2,75) pozisyonunda konumlandırma



(a) **(b)**

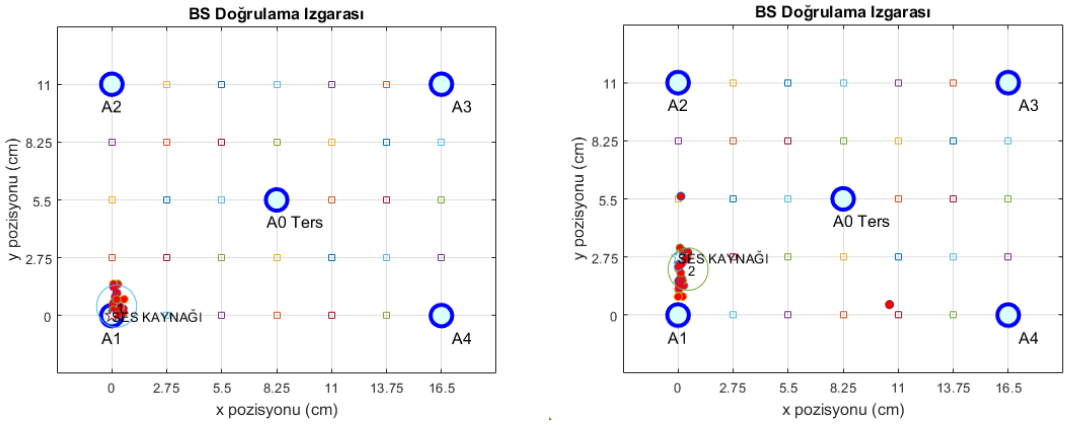
Şekil 8.17. a) (16,50 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (16,50 8,25) pozisyonunda konumlandırma



Şekil 8.18. (16,50 11,00) pozisyonunda konumlandırma

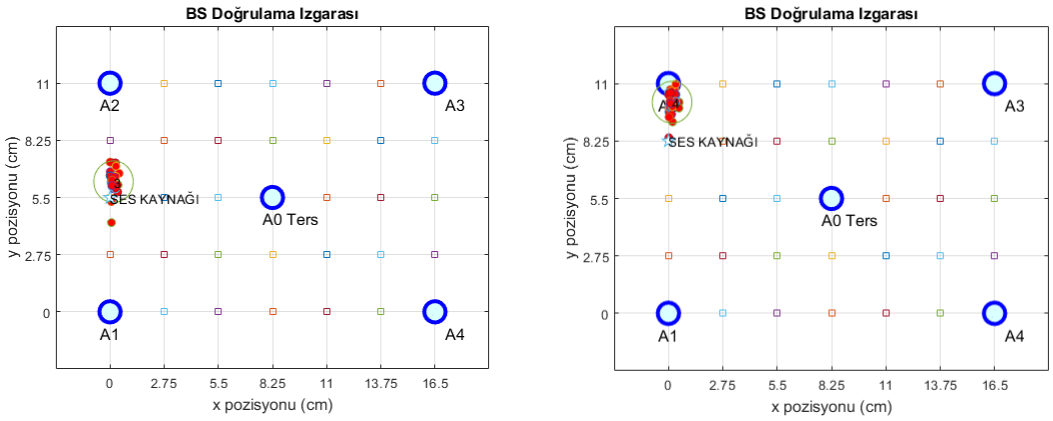
8.2. 44 kHz BS konumlandırma haritaları

44 kHz örnekleme frekansında, 35 ölçüm noktasından yapılan doğrulama deneylerine ait konumlandırma haritaları Şekil 8.19. ile Şekil 8.35 arasındaki şekillerde gösterildiği gibidir.



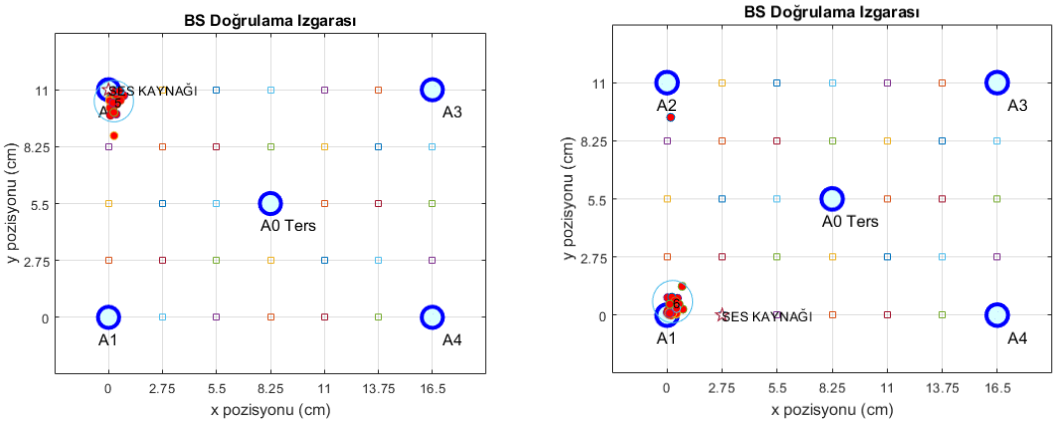
(a) **(b)**

Şekil 8.19. a) (0,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (0,00 02,75) pozisyonunda konumlandırma



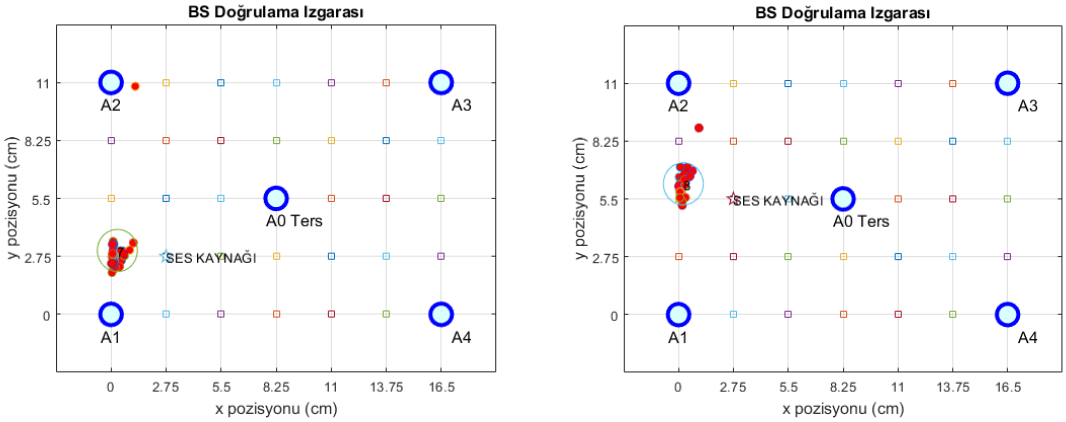
(a) **(b)**

Şekil 8.20. a) (0,00 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (0,00 8,25) pozisyonunda konumlandırma



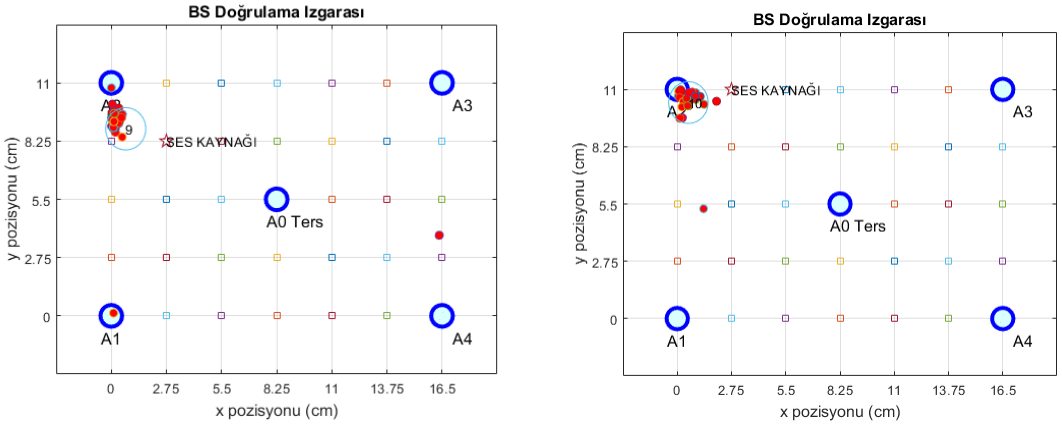
(a) **(b)**

Şekil 8.21. a) (0,00 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 0,00) pozisyonunda konumlandırma



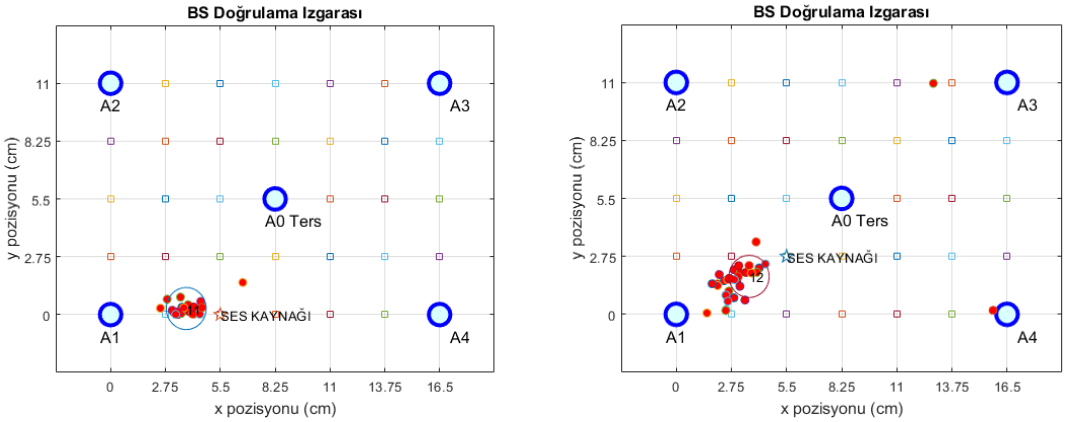
(a) **(b)**

Şekil 8.22. a) (2,75 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 5,50) pozisyonunda konumlandırma



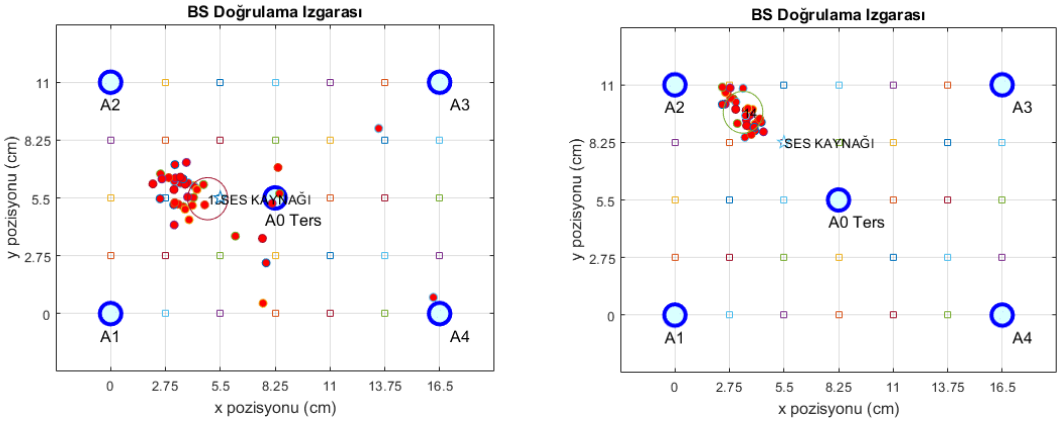
(a) **(b)**

Şekil 8.23. a) (2,75 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (2,75 11,00) pozisyonunda konumlandırma



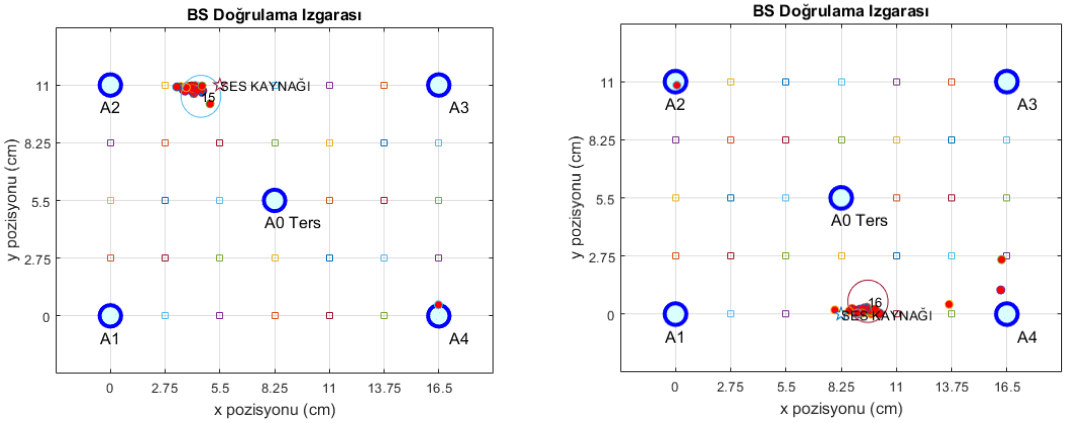
(a) **(b)**

Şekil 8.24. a) (5,50 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (5,50 2,75) pozisyonunda konumlandırma



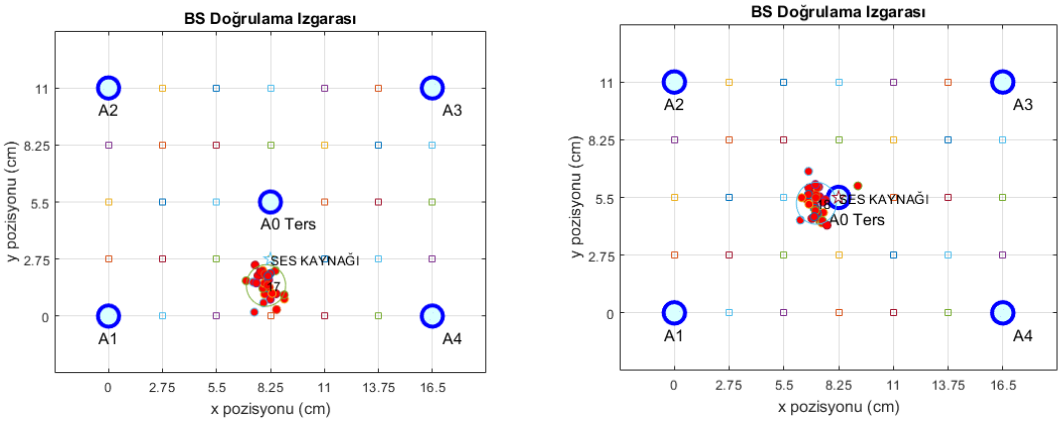
(a) **(b)**

Şekil 8.25. a) (5,50 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (5,50 8,25) pozisyonunda konumlandırma



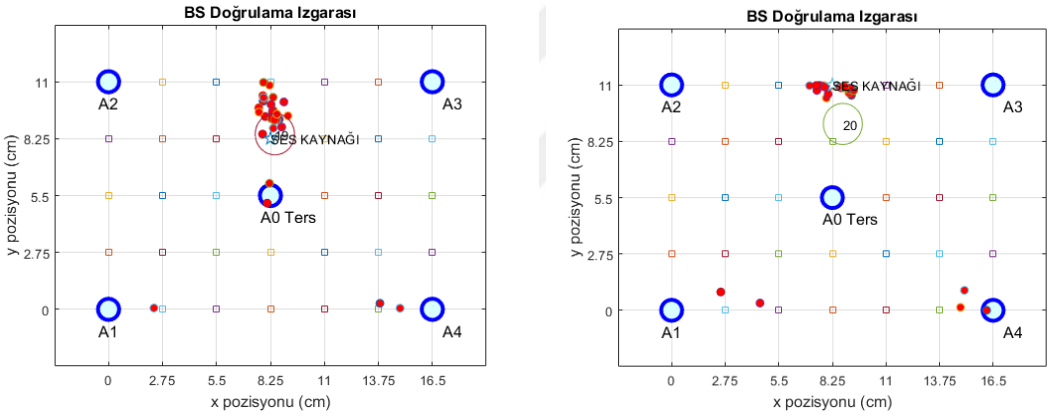
(a) **(b)**

Şekil 8.26. a) (5,50 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 0,00) pozisyonunda konumlandırma



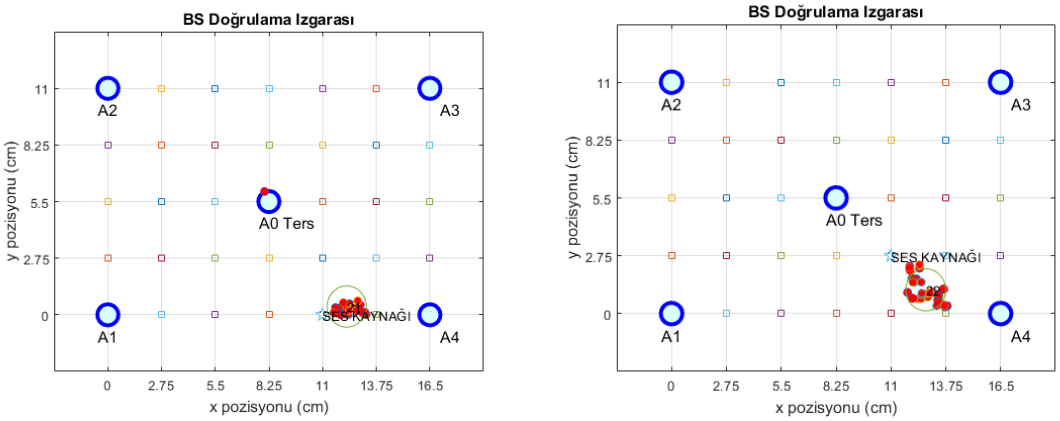
(a) **(b)**

Şekil 8.27. a) (8,25 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 5,50) pozisyonunda konumlandırma



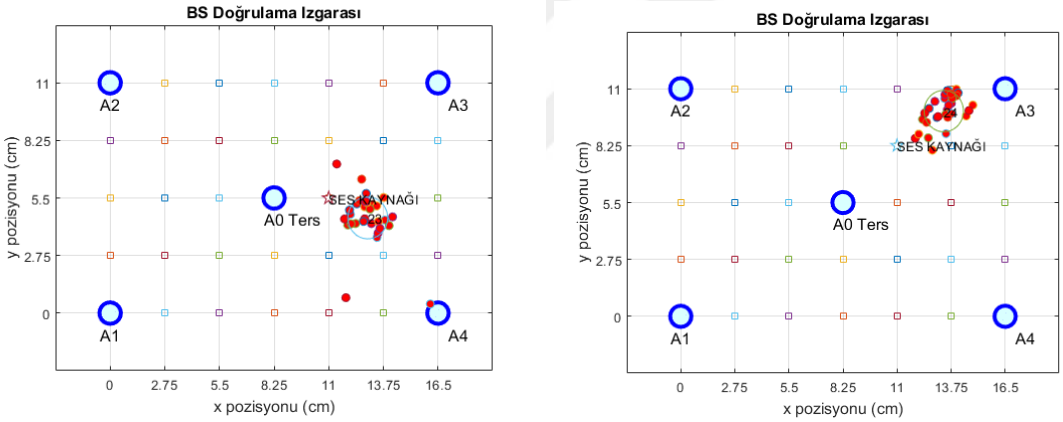
(a) **(b)**

Şekil 8.28. a) (8,25 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (8,25 11,00) pozisyonunda konumlandırma



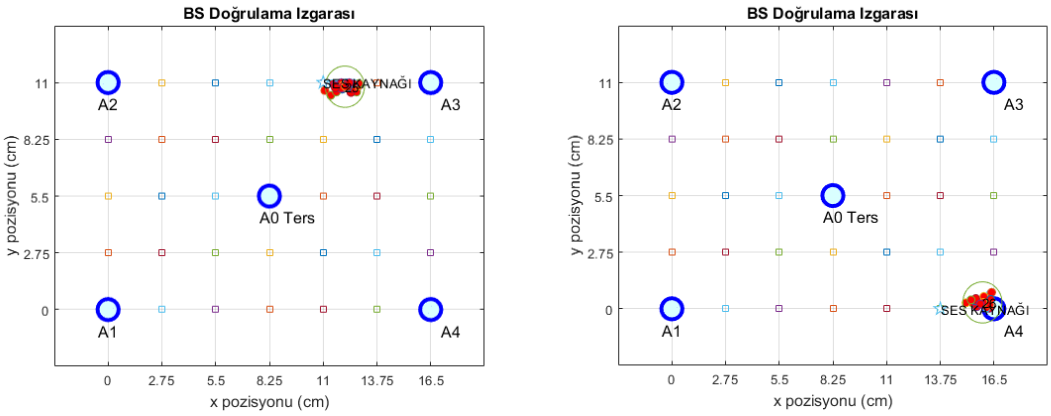
(a) **(b)**

Şekil 8.29. a) (11,00 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (11,00 2,75) pozisyonunda konumlandırma



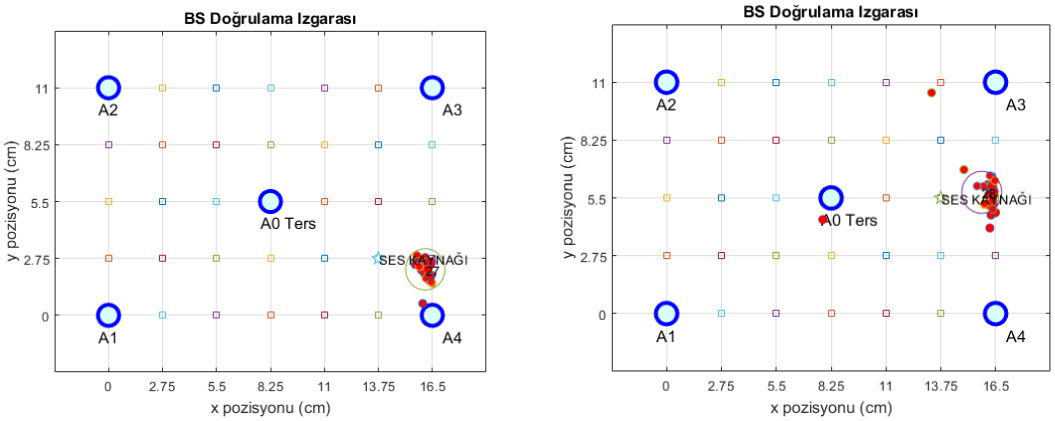
(a) **(b)**

Şekil 8.30. a) (11,00 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (11,00 8,25) pozisyonunda konumlandırma



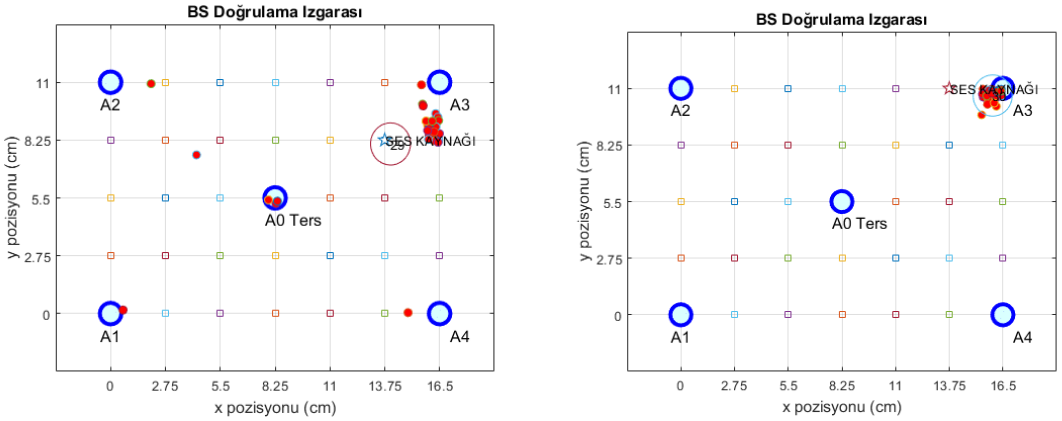
(a) **(b)**

Şekil 8.31. a) (11,00 11,00) pozisyonunda konumlandırma; **(b)** (13,75 0,00) pozisyonunda konumlandırma



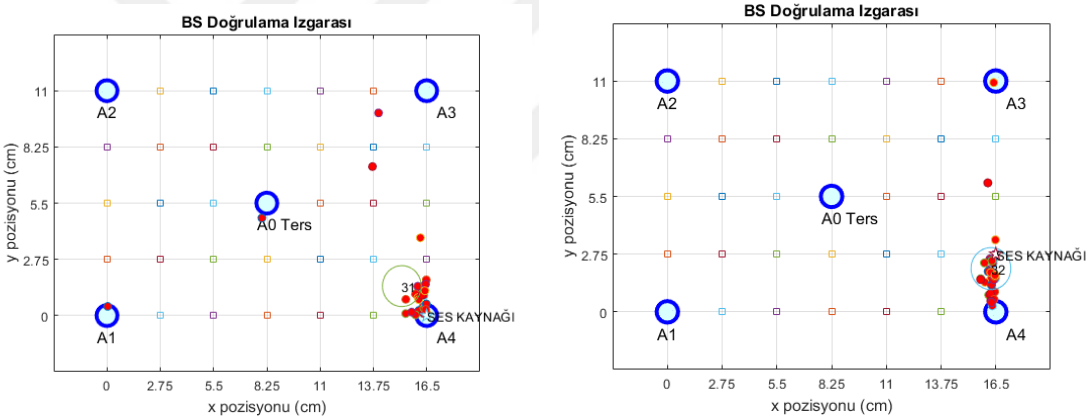
(a) **(b)**

Şekil 8.32. a) (13,75 2,75) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 5,50) pozisyonunda konumlandırma



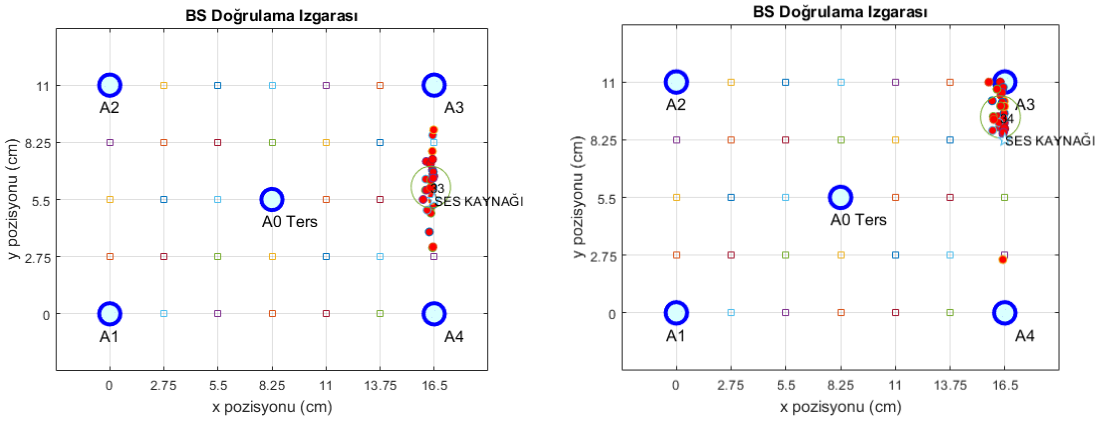
(a) **(b)**

Şekil 8.33. a) (13,75 8,25) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (13,75 11,00) pozisyonunda konumlandırma



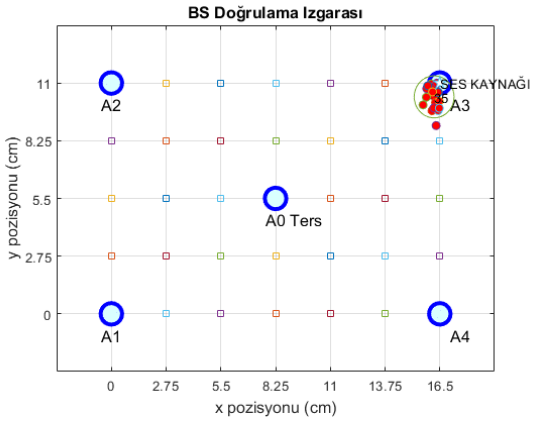
(a) **(b)**

Şekil 8.34. a) (16,50 0,00) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (16,50 2,75) pozisyonunda konumlandırma



(a) **(b)**

Şekil 8.35. a) (16,50 5,50) pozisyonunda konumlandırma; **b)** (16,50 8,25) pozisyonunda konumlandırma



Şekil 8.36. (16,50 11,00) pozisyonunda konumlandırma

ÖZGEÇMİŞ

HALİL GÜVENÇ

ÖĞRENİM BİLGİLERİ

Doktora 2017-2024	Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Antalya
Yüksek Lisans 2005-2008	Anadolu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Eskişehir
Lisans 1999-2004	Uludağ Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Elektronik Mühendisliği Bölümü, Bursa

MESLEKİ VE İDARİ GÖREVLER

Yönetici 2007-Devam Ediyor	Türk Telekom A.Ş. Antalya Bölge Müdürlüğü, Antalya

ESERLER

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler

1- Güvenç, H., Uluşar, U.D., Öğünç, G., Canpolat, M.,“ Bowel sound analysis using a common vector approach“, International Journal of Scientific Research in Engineering & Technology Volume 03, Issue 01, January-February 2023 PP: 37-47.

2- Ulusar, U.D., Celik, G., Turk, E., Al-Turjman, F., Guvenc, H. (2019). “Practical Performability Assessment for ZigBee-Based Sensors in the IoT Era.” In: Al-Turjman, F. (eds) Performability in Internet of Things. EAI/Springer Innovations

in Communication and Computing. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-93557-7_2

3- Ulusar, U. D., Celik, G., Turk, E., Al-Turjman, F., and Guvenc, H., "Accurate Indoor Localization for ZigBee Networks," 2018 3rd International Conference on Computer Science and Engineering (UBMK), Sarajevo, Bosnia and Herzegovina, 2018, pp. 514-517, doi: 10.1109/UBMK.2018.8566532

Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında basılan bildiriler

4- Güvenç, H., Koç, M., Barkana, A., & Doğan, A. “The Effect of the Number of Selected Pixels from the Face Images onto the Recognition Performance with the Discriminative Common Vector Approach.” INISTA 2009, 324.

5- Güvenç, H., "Wireless ECG Device with Arduino," 2020 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO), Antalya, Turkey, 2020, pp. 1-4, doi: 10.1109/TIPTEKNO50054.2020.9299248.