



4-Channel auscultation device with active noise reduction for monitoring, detecting and mapping bowel sound

Halil Güvenç^{1,2*}, Ümit Deniz Uluşar²

¹Turkish Telecommunication Inc., Kumluca, 07350, Antalya, Türkiye

²Department of Computer Engineering, Faculty of Engineering, Akdeniz University, 07070, Antalya, Türkiye

Highlights:

- Spatial analyses of bowel activity on an abdominal region model
- Adaptive filtering using an environmental noise microphone
- Localization of bowel sound on dynamic 2D activity maps

Keywords:

- Acoustic mapping of bowel sound
- Bowel activity detection
- Bowel sound detection
- Multi-channel sensor array

Article Info:

Research Article

Received: 06.02.2025

Accepted: 14.06.2025

DOI:

10.17341/gazimmfd.1598968

Acknowledgement:

The author is thankful to Akdeniz University Electrical-Electronics and Computer Engineering Departments for laboratory facilities

Correspondence:

Author: Halil Güvenç

e-mail:

halil.guven@turktelekom.com.tr

phone: +90 506 711 00 16

Graphical/Tabular Abstract

Auscultation to and interpreting bowel sounds (BS), an indicator of bowel activity, using simple stethoscopes or microphones is a widely used method for the early, harmless, and practical detection of bowel diseases. Unlike single-sensor designs frequently used in recent years, this study used four sensor microphones and one reverse microphone to perform positional analyses of bowel activity. Experiments with the design revealed error rates between the BS location and the reference location. Tests were repeated at 10 kHz and 44 kHz sampling frequencies. In our study, although the mean position error at 44 kHz was 8.15% higher than in similar studies, its standard deviation was 25.9% lower. Consequently, our study demonstrated more consistent detection of BS locations compared to previous studies. At 44 kHz sampling frequency, 35 unique BSs at position A1 were detected along with their location as seen in Figure A.

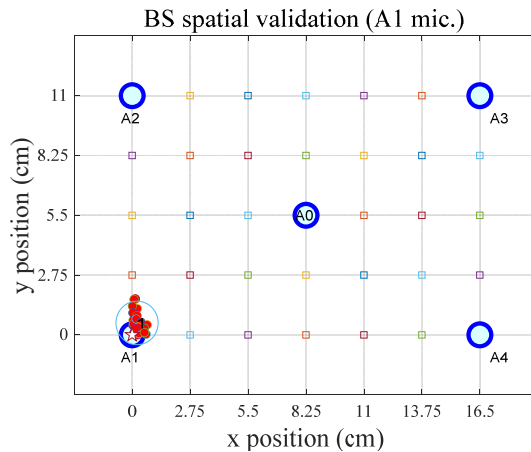


Figure A. BS mapping results on [0,0] at 44 kHz sampling frequency

Purpose: The aim of this study is to design a hardware equipped with multiple sensors that can listen to the intestinal activity field and detect the BS location.

Theory and Methods: The methods of the study are to isolate silent periods and unwanted frequency ranges, to apply adaptive filtering using an environmental noise microphone, to threshold the signal based on short-term energy levels, and to make multi-channel cross-validation. For acoustic positioning, methods such as multi-channel data phase transformation, directed response power, and stochastic region contraction were tested.

Results: BS recognition rates were found to be 99.6% at a sampling frequency of 10 kHz and 97.9% at a sampling frequency of 44 kHz. At a sampling frequency of 10 kHz, according to the positioning results of 35 BS records with an initial SNR value of 2.18, the average position error was found to be 2.2158 cm, and the standard deviation of the error was 1.0361 cm. At a sampling frequency of 44 kHz, according to the positioning results of 35 BS records with an initial SNR value of 4.16, the average position error was found to be 1.2654 cm, and the standard deviation of the error was 0.8302 cm.

Conclusion: This study demonstrates that BS acoustic localization can be achieved with low-cost hardware and a correlation-based method with lower localization errors compared to existing studies. By utilizing BS acoustic maps, the study will be able to determine the BS's direction of motion and areas of concentration. The wireless feature of the design will enable diagnosis and treatment processes to be conducted without the need for the patient's presence. Consequently, it is believed that this study, with its features, will significantly contribute to the diagnostic and therapeutic efforts of medical professionals.



Bağırsak sesinin izlenmesi, tespiti ve haritalanması için aktif gürültü azaltma özelliğine sahip 4 kanallı oskültasyon cihazı

Halil Güvenç^{1,2*}, Ümit Deniz Uluşar²

¹Türk Telekomünikasyon A.Ş., Kumluca, 07350, Antalya, Türkiye

²Akdeniz Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, 07070, Antalya, Türkiye

Ö N E Ç İ K A N L A R

- Karın bölgesi modeli üzerinde bağırsak aktivitesinin mekansal analizleri
- Çevresel gürültü mikrofonu kullanılarak adaptif filtreleme
- Dinamik 2 boyutlu aktivite haritalarında bağırsak sesinin lokalizasyonu

Makale Bilgileri

Araştırma Makalesi

Geliş: 06.02.2025

Kabul: 14.06.2025

DOI:

10.17341/gazimmfd.1598968

Anahtar Kelimeler:

Akustik haritalama,
bağırsak aktivitesi,
bağırsak sesi,
çok kanallı sensör dizisi

ÖZ

Bağırsak aktivitesinin bir göstergesi olan bağırsak sesinin (BS) basit stetoskoplar veya mikrofonlarla dinlenmesi ve yorumlanması, bağırsak hastalıklarının erken, zararsız ve pratik tespiti için yaygın kullanılan bir yöntemdir. Dinleme yoluyla elde edilen BS, sinyal işleme teknikleri ile analiz edilerek değerlendirilmekte ve tıbbi olarak yararlı bulgulara ulaşılmaktadır. Son yıllarda sıkça kullanılan tek algılayıcıya sahip tasarımlar, karın bölgesine yayılmış olan bağırsağın konumsal analizi için yeterli olmamaktadır. Bu çalışmada, bağırsak aktivitesinin konumsal analizlerinin yapılabilmesi için 4 algılayıcı mikrofon ve 1 ters mikrofon kullanılarak bir tasarım yapılmıştır. Çalışmada, BS'nin matematiksel denkleminde üretilen yapay BS'ler bir karın bölgesi modeli üzerinde kulak içi kulaklıkla dışardan duyulamayacak biçimde dinletilmiştir. Ters mikrofon ile adaptif filtreleme, gürültü seviyesine göre otomatik eşikleme ve çok kanallı çapraz doğrulama yapıldıktan sonra, faz dönüşümü ile yönlendirilmiş tepki gücü ve stokastik bölge daralması yöntemi ile tespit edilen BS konumu ve referans konum arasındaki hata oranları bulunmuştur. Testler, 10 kHz ve 44 kHz örnekleme frekanslarında tekrarlanmıştır. Çalışmamızda, 44 kHz örnekleme frekansında, ortalama konum hatası benzer çalışmaya oranla %8,15 daha fazla olmasına rağmen, standart sapması %25,9 oranında düşüktür. Sonuç olarak, çalışmamızda BS konumları önceki çalışmalara göre daha tutarlı tespit edildiği görülmüştür.

4-Channel auscultation device with active noise reduction for monitoring, detecting and mapping bowel sound

H I G H L I G H T S

- Spatial analyses of bowel activity on an abdominal region model
- Adaptive filtering using an environmental noise microphone
- Localization of bowel sound on dynamic 2D activity maps

Article Info

Research Article

Received: 06.02.2025

Accepted: 14.06.2025

DOI:

10.17341/gazimmfd.1598968

Keywords:

Acoustic mapping,
bowel activity,
bowel sound,
multi-channel sensor array

ABSTRACT

Auscultation to and interpreting bowel sounds (BS), an indicator of bowel activity, using simple stethoscopes or microphones is a widely used method for the early, harmless, and practical detection of bowel diseases. The BS obtained through auscultation is analyzed and evaluated using signal processing techniques, yielding medically useful findings. Single-sensor designs, frequently used in recent years, are insufficient for spatial analysis of the bowel, which is spread across the abdominal region. In this study, a design was developed using four sensor microphones and one inverted microphone to perform spatial analysis of bowel activity. In this study, artificial BSs generated from the mathematical equation of the BS were played on an abdominal model using in-ear headphones, inaudible to the outside. After adaptive filtering with the inverted microphone, automatic thresholding based on the noise level, and multi-channel cross-validation, the error rates between the BS location and the reference location determined by phase transformation and stochastic region contraction were calculated. Tests were repeated at sampling frequencies of 10 kHz and 44 kHz. In our study, at a sampling frequency of 44 kHz, although the mean position error is 8.15% higher than in similar studies, its standard deviation is 25.9% lower. Consequently, we observed that BS locations were detected more consistently in our study compared to previous studies.

1. Giriş (Introduction)

Bu çalışmada, BS'nin tespitinden çok BS konumlarının tespiti ve haritalanmasına odaklanılmıştır. Cannon'un [1] stetoskop kullanarak karın seslerini dinlediği ve kağıda çizimlerini aktardığı öncü çalışmasını takip eden az sayıdaki akustik araştırmadan sonra [2, 3] Dalle [4] BS'ni ilk defa sayısallaştırarak bilgisayara aktarmıştır. BS'nin ilk matematiksel modeli [43]'teki çalışmada gösterilmiştir. Anestezinin bağırsak hareketliliği üzerindeki etkisinin incelendiği çalışmalardan [5, 6], BS tespitinin doğruluğunu arttırmak için, uyarlamalı filtre [7, 8], dağılım modelleri ile [9], wavelet tabanlı durağan-durağan olmayan tekniklerin (WTST-NST) kullanıldığı çalışmalar yapılmıştır. Bununla birlikte, yüksek mertebeli geçiş (HOC) özneliği ile [10-12], fraktal boyut (FD) analizi ile [13-15], temel bileşen analizi (PCA) ve bağımsız bileşen analizleriyle (ICA) [16, 17] ve destek vektör makineleri (SVM) [18, 19] ile yapılan BS tespit çalışmaları da vardır. Alışılmış yöntemlerin dışında, Gauss Hamming mesafe ölçüm algoritmaları (TSGHD) ile [20], ses spektrumlarını kullanarak [21], otoregresif hareketli ortalama (ARMA) yöntemi ile [22], [23], sinyalin akustik (shimmer ve jitter) özelliklerinden yararlanarak [24] ve iç mod -fraktal boyut (IMF-FD) filtresi ve deneysel mod ayrıştırma yöntemi (MEMD) ile [25] BS tespiti yapılmıştır. Bu çalışmaların birçoğu BS'nin varlığını doğru tespit etmeye yönelik olmuştur. Benzer şekilde, Hilbert dönüşümü ve Naive-Bayes algoritması ile [26], Spektral entropi kullanarak [27], en küçük ortalama kareler (LMS) ile [28], yüksek mertebeli istatistikler (HOS) ve FD ile [29], radyal temel fonksiyon (RBF) tabanlı filtreleme yöntemleri ile [30], sessizlik dönemlerinin kullanıldığı [36], tahmini kolon geçiş süresi (eCTT) performansının karşılaştırıldığı [37], çevrimiçi tek sensörlü BS izleme sisteminin geliştirildiği [38], çevre gürültüsü tespiti için ek bir mikrofonun kullanıldığı [39-42], basıklık (Kurtosis) tabanlı [44, 45], Katz fraktal boyut (Katz FD) tabanlı [46] çalışmalar da yapılmıştır. Bu kapsamda, tek algılayıcı kullanarak BS tespitine odaklanan çalışmalarımız da mevcuttur [54].

Son yıllarda ise, BS tespitinin ötesinde, BS'nin konumunun tespit edilmesine yönelik çalışmalar hız kazanmıştır. Ranta vd. [15] ve [47]'deki çalışmalarında, BS'nin gürültüden temizlenmesi, bölümlenme ve tanımlanması için dalgacık dönüşümünü kullanarak eşikleme tabanlı yöntemleriyle BS haritalamanın önemine vurgu yaparak, birden çok algılayıcıya sahip tasarımların BS konumlandırma etkili olacağını vurgulamışlardır. [48]'deki çalışmalarında ise karın bölgesinde 6 farklı bölgeden alınan seslerden BS yoğunluğunu, [49]'daki çalışmada ise, BS konumlarının tespitine odaklanmışlardır. [50]'deki çalışmada, 5 gönüllü üzerinden alınan verilerle, 6 kanallı bir donanım ile üst sağ abdominal bölge ve orta abdominal bölgede daha yoğun BS görüldüğü raporlanmıştır. Dimoulas vd. Wiener filtresi

varyasyonları ile [31, 32] ve uzun süreli bağırsak aktivitelerini izlemek için otomatik yöntemler kullanılarak [33, 34] çalışmalar yapmış, çok kanallı bir tasarım ve enerji tabanlı yöntemle BS konumlarını tespit etmiştir [35]. [51]'deki çalışmada da, bağırsak aktivitesinin yoğunluğunu değerlendirmek için birden çok elektronik stetoskopla konumdan ziyade yoğunluğa odaklanılarak bir BS ısı haritası çıkarılmıştır. Wang vd. [52]'deki çalışmalarında kullandıkları 2 kanallı kablosuz BS tespit cihazı ile [53]'de enerji bazlı BS konumlandırma yapmışlardır.

Bu çalışmada, BS tespiti ve BS konumunun tespiti için sinyal işleme, algılayıcılar, tasarımlar ve konumlandırma yöntemleri ile ilgili çalışmalar derinlemesine incelenmiş, abdominal bölgedeki 4 çeyrek bölgeyi kapsayan 4 algılayıcı mikrofon ve çevresel gürültü için 1 ters mikrofonundan oluşan bir donanım tasarlanmıştır. BS'nin matematiksel modelinden yararlanılarak oluşturulan gürültülü kayıtlar, karın bölgesi modeli üzerinden donanıma dinletilmiş ve BS tespiti yapılmıştır. Tespit edilen BS'lerin konumları, çok kanallı veri ilişkileri ile konumlandırma algoritmalarından yararlanarak belirlenmiş ve 2 boyutlu ses haritası çıkartılmıştır. Elde edilen sonuçlar analiz edilerek tartışılmış ve önceki çalışmalarla kıyaslanmıştır. Çalışmamızda, tasarlanan özgün donanım, uygulanan yöntem ve elde edilen başarılı sonuçların, BS akustik haritalama, görüntüleme ve konumlandırma çalışmalarına katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

2. Metotlar (Methods)

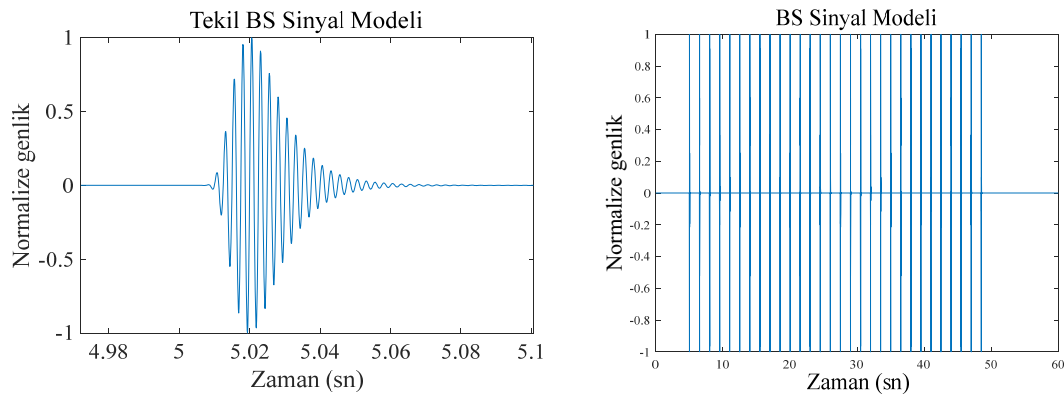
2.1. BS Sinyal Modeli (BS Signal Model)

Du vd. [43] tarafından yay-kütle ilişkisinden yararlanarak geliştirilen BS'nin matematiksel modeli Eş. 1'deki gibidir. $P_{BS}(t)$ zamana bağlı dalga fonksiyonu, $P_{m,i}$ basınç endeksi, N bileşen miktarı ve T_i bileşen aralık süresi olmak üzere, Eş. 1'de yer alan $P_{BS}(t)$ bağırsak ebatlarıyla, $P_{m,i}$ basınçla, N ve T_i ise bağırsağın peristaltik (Kasılması ve gevşeme) hareketiyle ilişkilidir. Şekil 1'de Eş. 1'e göre oluşturulmuş tekil BS sinyali ile bu sinyalin 1,5 sn aralıklarla 30 kere tekrar edilmesiyle elde edilmiş BS sinyal modeli görülmektedir. BS sinyal modeli 60 sn uzunluğunda olup, ilk 5 sn ve son 10 sn'si boştur.

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

2.2. Cihazın Tasarımı (Design of the Device)

Bağırsak aktivitesini ve yerini tespit etmek için, Dimoulas'ın [35]'deki çalışmasına benzer şekilde, sağ üst (RUQ), sol üst (LUQ), sağ alt (RLQ), sol alt (LLQ) karın bölgelerine 4 adet, bu çalışmadan farklı



Şekil 1. Tekil BS modeli ve BS sinyal dizisinden oluşturulan yapay BS sinyali
(Synthetic BS signal generated from the individual BS model and BS signal sequence)

olarak ise çevresel gürültü için 1 adet daha olmak üzere toplam 5 adet yüksek hassasiyetli (-40 ~ -60 dB) MAX9814 elektret analog mikrofon kullanıldı. Mikrofonlar, 16,5 cm boyunda ve 11 cm enindeki dikdörtgen mukavva levhanın köşelerine, gürültü mikrofonu ise köşegenlerin kesişme noktasına ters yerleştirildi. Donanım üzerindeki mikrofonların Kartezyen koordinatlardaki 2 boyutlu konumları (cm cinsinden); A1=[0 0], A2=[0 11], A3=[16,5 11], A4=[16,5 0] ve ters mikrofon A0=[8,25 5,5]'dir. Sinyal toplayıcı olarak 32 kanallı, kablosuz NI_DAQ 9191 (National Instruments, 2.4 Ghz) ve 16 bit tam izole NI 9205 analog dijital çevirici (ADC) bağlandı. Eklenen ters mikrofon ile çevresel gürültünün adaptif olarak tespit edilerek sinyalden atılması amaçlandı. Donanıma Li-on batarya (Power-Xtra 3.7 V 500 mAh) ile DC güç sağlandı. Mikrofonlar 30 cm uzunluğundaki kablolar ile sinyal toplayıcıya bağlandı. Kayıtlar, Asus Intel CORE i7 8. Nesil laptop'a 2.4 Ghz mobil Wi-Fi üzerinden eş zamanlı olarak Matlab 2022b veri tabanına aktarıldı. Şekil 2'de tasarımın üstten görünüşü, soldan sağa sırasıyla NI_DAQ 9191 (NI 9205 ADC), 4 kanallı algılayıcı ve karın bölgesi modeli görülmektedir. [55]'te analiz edildiği gibi, BS'nin frekans aralığı genellikle 1kHz'i geçmemekle birlikte, BS konumunun yüksek hassasiyetle tespit edilebilmesi ve sonuçların örnekleme frekansı ile değişiminin değerlendirilebilmesi için 10 kHz ve 44 kHz örnekleme frekansları kullanıldı.

2.3. Karın bölgesi modeli (Abdominal area model)

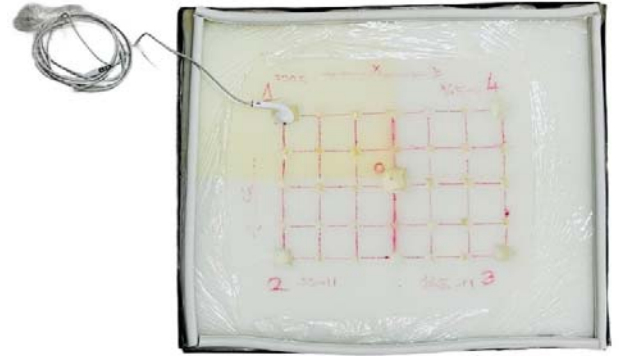
Karın bölgesini modeli, [35]'deki çalışmada kullanılan BS test şartlarına uyumlu olacak şekilde, yüzeyi yumuşak streç film ile kaplanmış 5 cm derinliğindeki sünger ile yapıldı. Dıştan gelebilecek seslerin içeri girmemesi için bu süngerin kenarları tırtıklı kartonla kaplandı. Bu modelin boyutları, Bölüm 2.2'de açıklanan donanımda kullanılan karton levha boyutlarıyla aynı olacak şekilde ayarlandı. Bu model üzerinde, BS dinlemenin yapılacağı 35 farklı konum, 2,75 cm aralıklarla işaretlendi. Şekil 3'te karın bölgesi modeli üzerindeki ölçüm noktaları görülmektedir.

2.4. BS doğrulama yöntemi (BS validation method)

Elde edilen kayıtlardan BS tespiti yapılmadan önce gürültünün azaltılması için 3 aşamalı bir filtreleme gerçekleştirildi. İlk olarak 1,25 V ofset düzeltmesi yapıldıktan sonra BS'lerin yoğun olarak gözlemlendiği

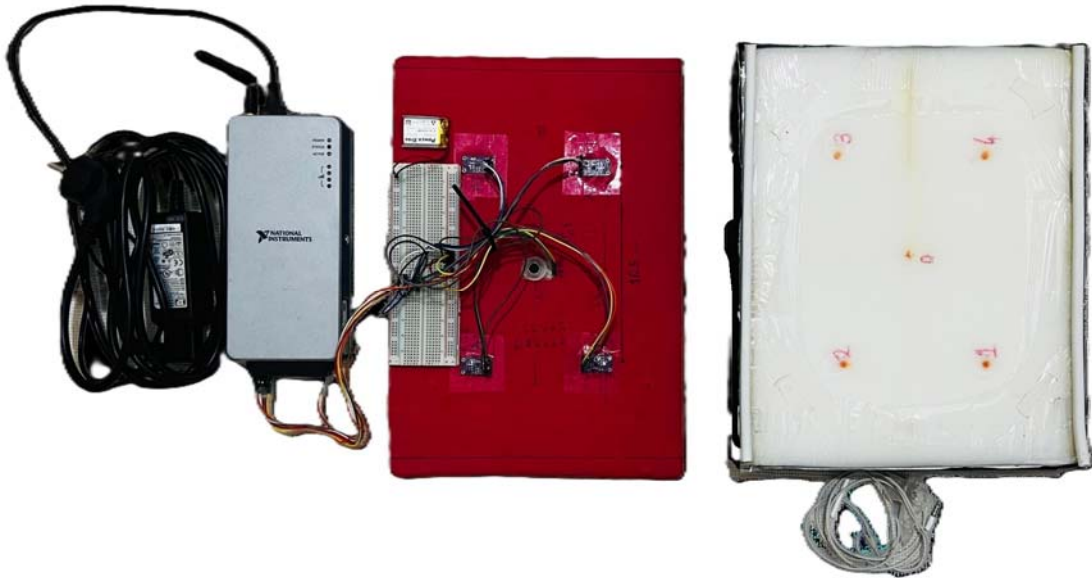
100-800 Hz frekans aralığına odaklanmak için 100-800 Hz bant geçiren filtre uygulandı (BGF, 8. dereceden 60 dB durdurma ve 0,1 dB ana sinyal zayıflaması olan, sonlu darbe tepkili (FIR) filtre). Üçüncü aşamada ise köşegenlerin kesişim noktasında zıt yönde konumlandırılmış mikrofondan gelen çevresel gürültü sinyali referans alınarak, [53]'teki çalışmaya benzer şekilde özinelemeli en küçük kareler (RLS) adaptif filtre (16. dereceden unutma faktörü 1 olan) kullanılarak tüm kanallar çevresel gürültüden temizlendi. RLS filtresinde, P_k kovaryans matrisiyle adaptif ağırlıklar, her iterasyon için Eş. 2'deki gibi hesaplandı. Şekil 4'te sinyal işleme adımlarının sonuçları gösterilmektedir.

$$W_{k+1} = W_k + \frac{P_{k-1}\Phi_k}{1+\Phi_k^T P_{k-1}\Phi_k} [X_k - \Phi_k^T W_k] \quad (2)$$

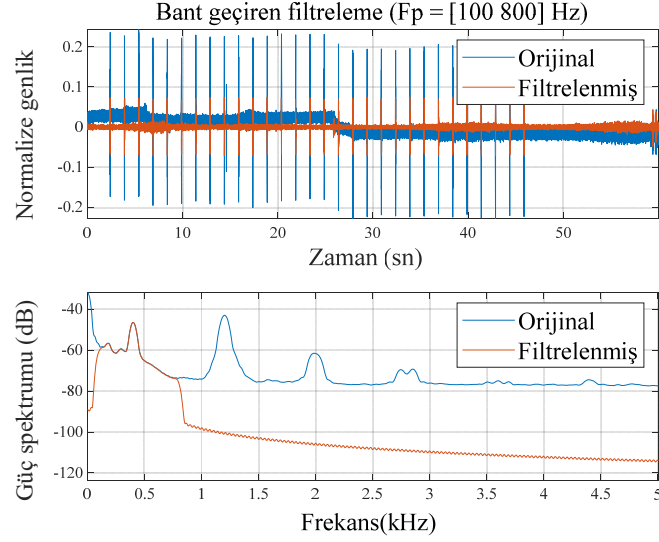


Şekil 3. Karın bölgesi modelinin alttan görünüşü (Bottom view of the abdominal model)

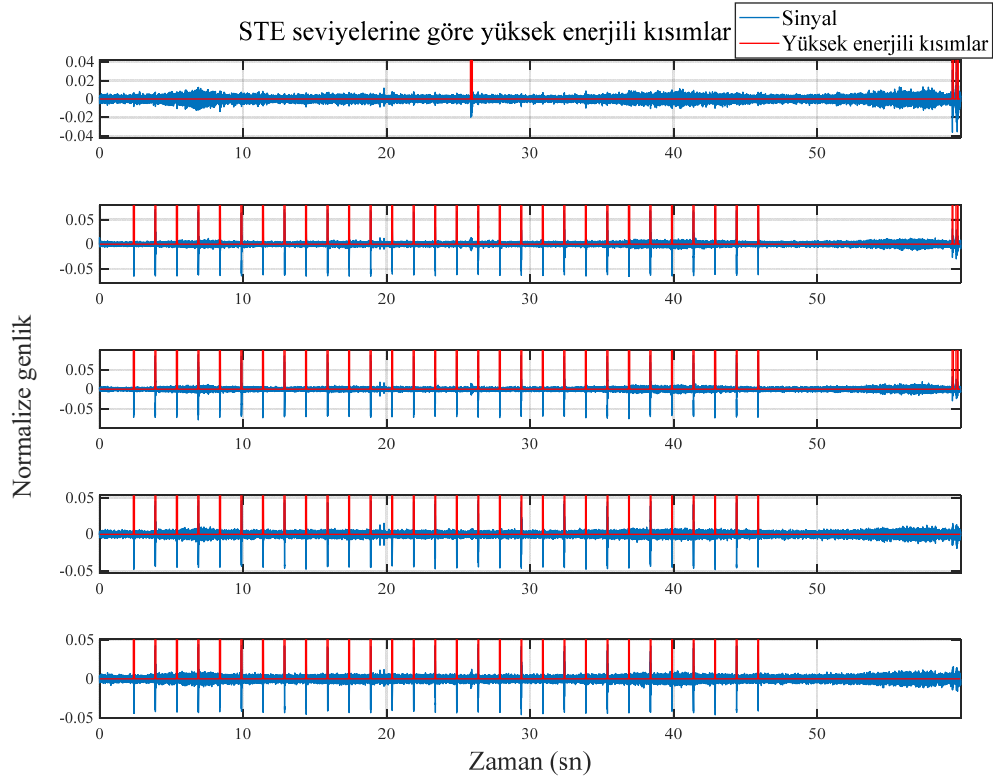
Çalışmamızda, [33]'deki çalışmada tespit edilen en kısa BS süresi olan 0,03 sn olan bir pencere, 0,02 sn'lik adımlarla sinyal üzerinde kaydırılarak sinyalin kısa süreli enerji seviyeleri (STE) belirlendi. Sinyali kesmek için kullanılacak olan eşik değeri ise her kayıta ayrı ayrı otomatik olarak hesaplandı. Her kanal için ayrı ayrı normalize STE dağılımlarının ortalama değeri bulundu, gürültü kanalından büyük olan ilk değer genlik eşiği olarak seçildi. Şekil 5'te bu yöntemle eşik seviyeleri bulunan sinyalin, eşik değeri üzerinde kalan yüksek enerjili kısımları kırmızı ile gösterilmiştir.



Şekil 2. Tasarımın üstten görünüşü, soldan sağa sırasıyla NI_DAQ 9191 (NI 9205 ADC), 4 kanallı algılayıcı ve karın bölgesi modeli (Top view of the design, from left to right NI_DAQ 9191 (NI 9205 ADC), 4-channel sensor and abdominal model, respectively)



Şekil 4. BGF ve Özyinelemeli En Küçük Kareler (RLS) adaptif filtreleme (BGF and Recursive least squares (RLS) adaptive filtering)



Şekil 5. STE eşik seviyelerine göre sinyalin yüksek enerjili kısımları, üstten alta doğru, ters mikrofon, 1, 2, 3 ve 4 numaralı mikrofonlar (High energy parts of the signal according to STE threshold levels, from top to bottom, reverse microphone, 1, 2, 3 and 4 microphones)

Çalışmamızda, çok kanallı veri ile çapraz doğrulama yapılarak BS tespiti doğruluğunu artırılmıştır. Çevresel gürültü mikrofonundan gelen veride tespit edilen yüksek enerjili kısımlar dış gürültü olarak değerlendirilerek tüm kanallardan atılmıştır. Bu işlem sona, algılayıcı mikrofonlardan gelen veride kalan yüksek enerjili kısımların başlangıç ve bitiş indeksleri tespit edilerek bu indeksler dışında kalan kısımlar sinyalden atılmıştır. Bununla birlikte, bu adımdan sonra, [33]'de bahsedildiği gibi BS karakteristik özelliklerini içermeyen sinyal parçaları atıldı. Örneğin, uzunluğu 0,03 sn - 1 sn aralığının dışında kalan veya ortalama frekansı 100 Hz - 800 Hz dışında kalan

sinyal parçaları taranarak sinyalden atıldı. Çapraz doğrulama sonucunda sinyal görüntüsü ve tespit edilen bir BS Şekil 6'da gösterilmiştir.

2.5. BS konum tespiti ve haritalandırma yöntemi (BS location detection and mapping method)

BS tespiti sonrası bu adımda, BS konum tespiti yapılabilmesi için sinyalin 4 kanalından gelen tüm veri kullanılmıştır. Ses tabanlı konumlandırma algoritmaları genelde konum tespiti için faz farkı ve

sinyalin gücünü kullanmaktadır [56]. Sinyalin gücü kat edilen mesafeye göre mesafenin karesi [56] ile doğru orantılı olarak azalır. Faz farkı, sesin birbirinden uzak olan mikrofonlara farklı zamanlarda ulaşması nedeniyle oluşmaktadır. Çalışmamız kapsamında yapılan uygulamalarda, bu faz farkının hassas tespiti için yüksek örnekleme frekansına ihtiyaç duyulmuştur. Bu nedenle 10 kHz ve karşılaştırma için 44 kHz frekansları seçilmiştir. Diğer yandan, önişleme ve filtre işlemleri sinyalde faz kaymasına, genlik değişimlerine neden olduğundan, BS konumlandırma sinyallerin filtrelenmemiş ham halleri kullanılmıştır. Bir önceki bölümde başlangıç ve bitiş indeksleri tespit edilen BS parçaları, ham kayıt üzerinde işaretlenerek konumlandırmaya sokulmuştur. Çalışmamızda konum tespiti yapılacak 181,5 cm²'lik alan çoğu konumlandırma yönteminin çalışmadığı nispeten dar bir alandır. Bu nedenle, yüksek hesaplama karmaşıklığı bulunan ancak başarı oranı çoğu yöntemle göre yüksek [57] olan, Yönlendirilmiş Tepki Gücü ve Faz Dönüşümü ile Stokastik Bölge Daraltması SRP-PHAT SRC [57] algoritması kullanıldı. Bu yöntem aşağıda açıklanmıştır.

n birim bir zamanda SRP, $P_n(\hat{x})$, bir gecikme değeri ve hüzme oluşturucunun yönlendirme toplamından elde edilen 3 boyutlu bir x vektörü için gerçek değerli fonksiyondur. $\hat{x}_s^n(k)$ yerel maksimumları ifade ederken tek kaynak söz konusu olduğunda tahmini konum $\hat{x}_s^n(1)$ Eş. 3'teki gibi elde edilebilir.

$$\hat{x}_s^n(1) = \arg\max_{\hat{x}} P_n(\hat{x}) \quad (3)$$

M mikrofonlu bir algılayıcı dizisinin i . mikrofonundan gelen sinyal $m_i(t)$ ile ifade edilirse, T uzunluğundaki sonlu çerçeveler için SRP, Eş. 4'teki gibi tanımlanır.

$$P_n(\hat{x}) = \int_{nT}^{(n+1)T} \left| \sum_{i=1}^M \omega_i m_i(t - \sigma(\hat{x}, i)) \right|^2 dt \quad (4)$$

Burada, ω_i ağırlıkları, $\sigma(\hat{x}, i)$ ise x konumundan i . mikrofona seyahat süresini tanımlar. [57]'deki çalışmada bir SRP'nin, mikrofon setinin tüm olası çiftlerine ait genelleştirilmiş çapraz korelasyonların toplanması ile tam olarak hesaplanabileceği gösterilmiştir. Parseval teoremini kullanarak, Eş. 4 açılırsa, W_i^* frekansa bağlı ağırlıklar Eş. 5'teki gibi, birleşik ağırlıklandırma fonksiyonu Eş. 6'daki gibi elde edilir. Eş. 5'te integral ifadesi, sinyaller aynı hızda olduğu durumda, k ve l mikrofonları için çapraz güç spektrumunu verir. $P_n(\hat{x})$ 'de toplam ifadesindeki terimler, köşegen üzerinde enerji değerlerinin bulunduğu simetrik bir matris oluşturur. Buna göre $P_n(\hat{x})$ Eş. 7'deki gibi tanımlanır.

$$P_n(\hat{x}) = \sum_{k=1}^M \sum_{l=1}^M \int_{-\infty}^{\infty} W_k(\omega) W_l^*(\omega) M_k(\omega) M_l^*(\omega) e^{j\omega(\sigma(\hat{x}, l) - \sigma(\hat{x}, k))} d\omega \quad (5)$$

$$\Psi_{kl}(\omega) = W_k(\omega) W_l^*(\omega) \quad (6)$$

$$P_n(\hat{x}) = \sum_{k=1}^M \sum_{l=1}^M \int_{-\infty}^{\infty} \Psi_{kl}(\omega) M_k(\omega) M_l^*(\omega) e^{j\omega(\sigma(\hat{x}, l) - \sigma(\hat{x}, k))} d\omega \quad (7)$$

Faz dönüşümü (PHAT), yüksek yankılanmalı ortamlarda ses sinyallerinden varış yönünü (DOA) bulmak için çapraz korelasyonları ağırlıklandırır. Ağırlıklar, Eş. 8'deki gibi frekans bileşenlerinin büyüklüklerinin tersidir.

$$\Psi_{kl}(\omega) = \frac{1}{|M(\omega) M_l^*(\omega)|} \quad (8)$$

Algoritmanın amaç fonksiyonu, $P_n(\hat{x})$ 'i arama sınırları içinde tarayarak hesaplamak ve maksimum $\hat{x}_s^n(k)$ kümesini bulmaktır. Başka bir deyişle amaç fonksiyonu, global optimum noktayı tüm arama alanında aramak yerine, yinelenmeli bir süreçle yeterince küçük bir hacme kadar kademeli olarak daralttıktan sonra aramak ve bulmaktır [57]. Tablo 1'de yöntemin adımları verilmiştir.

BS konumlandırma hataları, Eş. 9'da verilen n adet gözlemden oluşan bir tahmin dizisi F ve gerçek dizi A için tanımlanan kök ortalama karesel hata (RMSE) metriği ile ölçülmüştür.

$$RMSE = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |A_i - F_i|^2} \quad (9)$$

3. Sonuçlar ve Tartışmalar (Results and Discussions)

3.1. Uygulamalar (Applications)

Yapay BS sinyali, Apple Earpods kulak içi kulaklığın bir tanesi ile karın bölgesi modelinin üzerindeki her ölçüm noktasına tek tek dinletildi ve senkron olarak PC'ye kaydedildi. Konumlandırmaya geçmeden önce önceki bölümde anlatılan yöntemlerle gürültülü kayıtlardan BS'ler tespit edildi. BS tespit sonuçları, Tablo 2'de görülebileceği gibi 10 kHz örnekleme frekansında ortalama %99,6, 44 kHz örnekleme frekansında %97,9 olarak gerçekleşti. 10 kHz'te tüm BS parçaları tespit edildi, 44 kHz'te 35 BS'den 33'ü tespit edildi, her iki örnekleme frekansında da yanlış pozitiften kaynaklanan az sayıda hata oluştu.

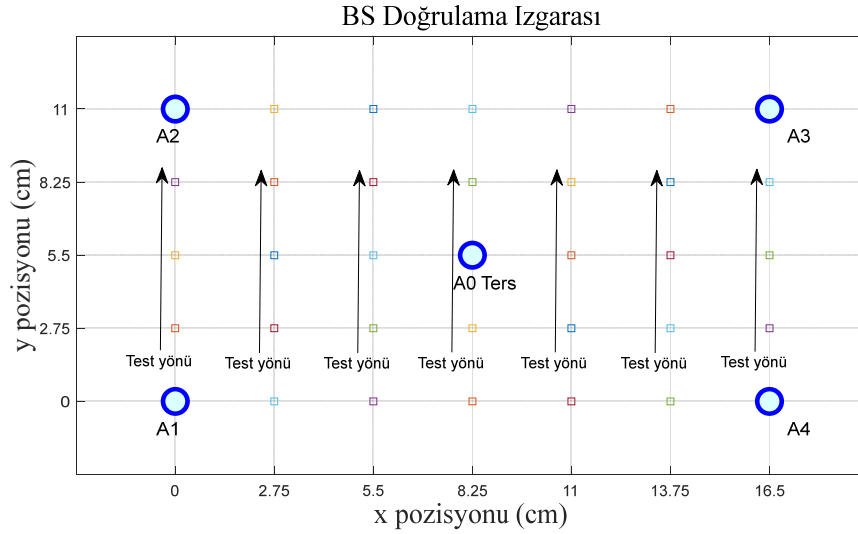
BS tespit ve BS konumlandırma uygulamalarında, analog kayıtlar ADC ile 10 kHz ve 44 kHz frekanslarında ayrı ayrı örnekleterek kaydedilmiştir. Bunun sebebi, BS tespiti için yeterli görünen düşük örnekleme frekansının, BS konumlandırma başarımını olumsuz yönde etkilediğinin tespit edilmiş olmasıdır. Bununla birlikte, farklı örnekleme frekanslarının BS konumlandırmadaki etkisi de böylelikle analiz edilmiştir. Ayrıca, donanımda kullandığımız ADC'nin maksimum örnekleme frekansının 50 kHz olması sebebiyle, daha yüksek örnekleme frekanslarında test yapılamamıştır. Uygulamalar, Şekil 7'de gösterilen BS doğrulama izgarasında görüldüğü gibi yapılmıştır.

Tablo 1. Yöntemin adımları (Steps of the method)

Kayıt ve Filtreleme	BGF (100-800 Hz) ve RLS adaptif filtre
Öznitelik çıkarımı	Kayan pencere ile kısa süreli enerji (STE) seviyeleri
BS tespiti	4 kanal ile çevresel gürültü kanalında kesişen yüksek enerjili kısımlar ve 4 kanalda aynı anda gözükmeyen kısımların atılması, Çok kanallı çapraz doğrulama
BS Haritalama	Bulunan BS'lerin orijinal sinyaldeki izdüşümleri üzerinden BS konumlandırma algoritmasına göre konumlarının tespiti, x-y pozisyon hatalarının tespiti ve sonuç

Tablo 2. BS tespit sonuçları (BS detection results)

Örnekleme frekansı	Konum sayısı	Referans BS	Tespit edilen BS	Özgüllük	Hassasiyet	Doğruluk	Hata Oranı
10 kHz	35	1050	1054	%0,0	%99,6	%99,6	%0,4
44 kHz	35	1050	1073	%0,0	%97,9	%97,9	%2,1



Şekil 7. BS konum doğrulamaları için uygulama noktaları (Application positions for BS mapping validation)

BS tespiti yapıldıktan sonra, Bölüm 2.5'te açıklanan yöntem kullanılarak BS konumları belirlenmiştir. 35 yapay BS kaydı alınarak yapılan uygulamalarda, örnekleme frekansı 10 kHz iken,

- Çevresel gürültü mikrofona göre ortalama SNR değeri 2,18 iken RMSE 2,5213 cm ölçülmüştür.
- x eksen pozisyon hatası 2,5776 cm,
- Hatanın standart sapması 1,1884 cm,
- y eksen pozisyon hatası 1,8539 cm,
- Hatanın standart sapması 0,7047 cm ölçülmüştür.
- Toplam ortalama pozisyon hatası 2,2158 cm, hatanın standart sapması 1,0361 cm olarak gerçekleşmiştir.

Aynı koşullar altında örnekleme frekansı 44 kHz'e çıkarıldığında, yine 35 BS kaydı için,

- Çevresel gürültü mikrofona göre ortalama SNR değeri 4,16 iken RMSE 1,4558 cm ölçülmüştür.
- x eksen pozisyon hatası 1,5494 cm,
- Hatanın standart sapması 0,9716 cm,
- y eksen pozisyon hatası 0,9815 cm,
- Hatanın standart sapması 0,5374 cm ölçülmüştür.
- Toplam ortalama pozisyon hatası ise 1,2654 cm, hatanın standart sapması 0,8302 cm olarak gerçekleşmiştir.

Şekil 8'de 10 kHz ve 44 kHz örnekleme frekanslarında konumlandırma RMSE değerleri, x eksen pozisyon hataları ve y eksen pozisyon hataları, Şekil 9'da ise BS'lerin konumları görülmektedir.

Tablo 3'te, aynı koşullar altında örnekleme frekansı 44 kHz'e çıkarıldığında, RMSE %42,3 oranında azaldığı, x eksen pozisyon hatası %39,9 oranında azaldığı, y eksen pozisyon hatasının %47,1 oranında azaldığı, toplam ortalama pozisyon hatasının %42,9 oranında azaldığı, toplam hatanın standart sapmasının %23,5 oranında azaldığı görülmektedir.

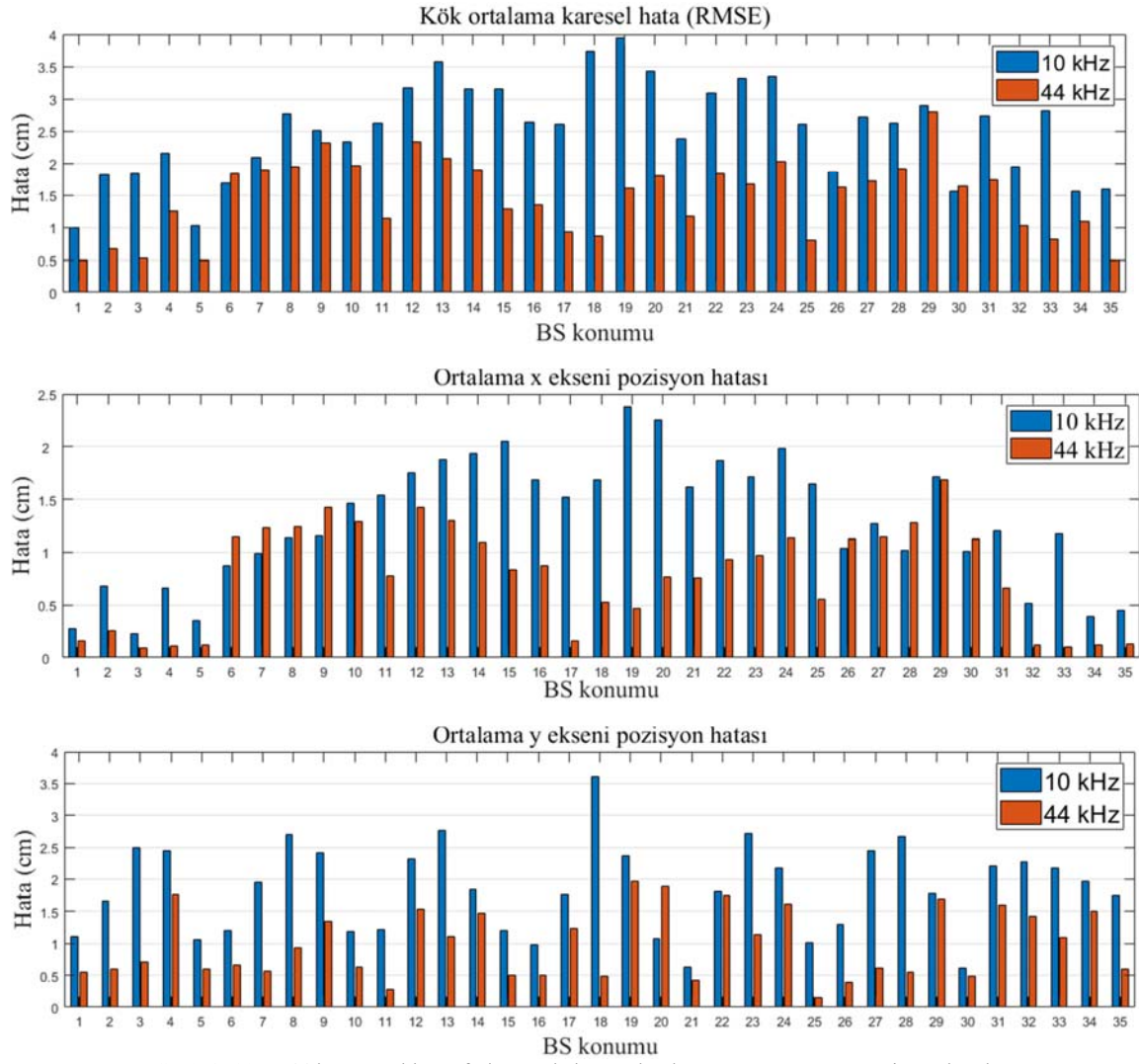
Dimoulas vd. Wiener filtresi varyasyonları ile [31, 32] ve uzun süreli bağırsak aktivitelerini izlemek için otomatik yöntemler kullanarak [33, 34] çalışmalar yapmış, [51]'de ise bağırsak aktivitesinin yoğunluğunu değerlendirmek için birden çok elektronik stetoskopa BS konumlarından ziyade yoğunluğa odaklanarak bir BS ısı haritası çıkarmışlardır. [35]'deki çalışmalarında ise çok kanallı bir tasarım ve

enerji tabanlı yöntemle BS konumları tespit edilmiştir. Dimoulas'ın [35]'deki çalışmasında elde ettiği sonuçlarla, çalışmamızda 44 kHz'de elde edilen sonuçlar karşılaştırıldığında, çalışmamızda bulunan ortalama konum hatası %8,15 oranında daha yüksektir. Ortalama konum hatasının %25,9 oranında daha düşüktür. Ortalama konum hatasının %8,15 oranında daha yüksek olmasının, mikrofona ve kaynak arasında oluşan kalibrasyon hatasından kaynaklandığı değerlendirilmektedir. [35]'deki çalışmaya göre hatanın standart sapmasının %25,9 oranında daha düşük olması ise, çalışmamızda elde edilen sonuçların daha tutarlı olduğunu bir göstergesidir. Tablo 4'de koordinat bazlı ve bir referans noktasına dayanarak hata analiziyle birlikte BS konumlarının belirlendiği iki çalışmanın karşılaştırması görülmektedir.

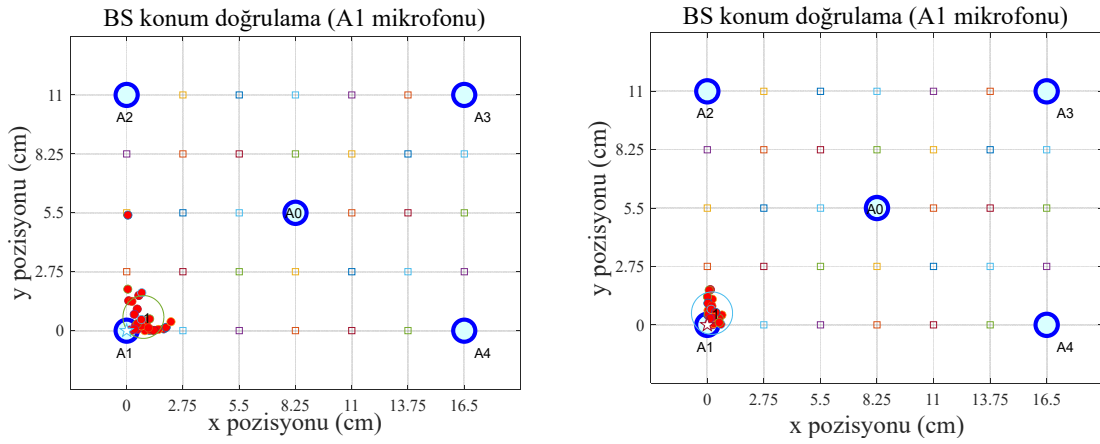
Diğer taraftan, çalışmamız ile başka bir BS konumlandırma çalışması olan Wang vd. [53]'te yaptıkları enerji bazlı akustik konumlandırma çalışması kıyaslandığında, her iki çalışmada da özgün cihaz tasarımı yapılmış olmasına rağmen [53]'te BS konumları koordinat bazlı değil alan bazlı bulunmuş, çalışma sonuçlarında mekansal çözünürlüğünün düşük olduğu ve sonuçların yeterince tatmin edici olmadığı vurgulanmıştır. Çalışmamızda kullandığımız korelasyon tabanlı konumlandırma yönteminin [57]'te de bahsedildiği gibi enerji tabanlı yöntemlere göre gürültüye karşı az duyarlı ve sağlam olması, çalışmamızdaki özgün tasarımla birlikte değerlendirildiğinde diğer çalışmalara kıyasla sonuçlara olumlu şekilde yansımıştır.

Ranta vd. [15] ve [47]'deki çalışmalarında, BS'nin gürültüden temizlenmesi, bölümlenme ve tanımlanması için dalgacık dönüşümünü kullanmışlardır. Bu çalışmalarında, eşikleme tabanlı yöntemleriyle BS haritalamanın önemine vurgu yaparak, birden çok algılayıcıya sahip tasarımların BS konumlandırma etkili olacağını kaydetmişlerdir. Ancak, BS konumlarının tespitine yönelik bir yöntem önermemişlerdir. Çalışmamızda maliyeti çok düşük olan özgün bir donanım tasarlanmış ve BS konumlarının tespiti hassas bir şekilde yapılabilmiştir.

Bununla birlikte [48, 49]'daki çalışmalarda karın bölgesinde 6 farklı bölgeden alınan seslerden bölgesel BS yoğunluğunun yeri tespit edilmeye çalışılsa da, referans BS ile hata tespitine yer verilmemiştir. [50]'deki çalışmada, 5 gönüllü üzerinden alınan verileri kullanarak, 6 kanallı bir donanım ile üst sağ abdominal bölge ve orta abdominal bölgede daha yoğun BS görüldüğü raporlanmış, ancak BS'nin koordinat bazlı konum tespitine ve hata analizine yer verilmemiştir.



Şekil 8. 10 ve 44 kHz örnekleme frekansında konumlandırma RMSE, x ve y pozisyon hataları (RMSE, x and y positioning errors at 10 and 44 kHz sampling frequency)



Şekil 9. Soldan sağa 10 kHz ve 44 kHz örnekleme frekanslarında [0,0] pozisyonundaki BS haritalama sonuçları (From left to right, the BS mapping results on [0,0] at 10 and 44 kHz sampling frequency)

Tablo 3. BS haritalama hatalarının 10 kHz ve 44 kHz örnekleme frekanslarındaki değişimleri
(Variations of BS mapping errors at 10 kHz and 44 kHz sampling frequencies)

Konumlandırma Hata Türü	10 kHz	44 kHz	10 kHz'e göre hata oranındaki azalma
RMSE	2,5213 cm	1,4558 cm	%42,3
x eksen hatası	2,5776 cm	1,5494 cm	%39,9
y eksen hatası	1,8539 cm	0,9815 cm	%47,1
Konum hatası	2,2158 cm	1,2654 cm	%42,9
Konum hatasının standart sapması	1,0361 cm	0,8302 cm	%23,5

Tablo 4. BS haritalama hatalarının [35] ile karşılaştırılması (Comparison of BS mapping errors with [35])

	Çalışmamız (44 kHz sonuçları)	Dimoulas [35]	Fark
Konum hatası	1,2654 cm	1,1700 cm	- %8,15
Konum hatasının standart sapması	0,8302 cm	1,1200 cm	%25,9

4. Sonuçlar (Conclusions)

Bu çalışmada, BS matematiksel modelinden üretilen yapay BS kullanılarak, özgün bir şekilde tasarlanmış donanım üzerinden yeni bir yöntemle filtreleme, BS tespiti ve akustik haritalama işlemleri gerçekleştirilmiştir. Önceki bölümlerde bahsedildiği gibi BS tespitinin düşük hata oranıyla yapıldığı çalışmamızda tanıma oranları, 10 kHz ve 44 kHz örnekleme frekanslarında ayrı ayrı değerlendirilmiş ve karşılaştırılmıştır. Örnekleme frekansının artması, 181,5 cm² gibi dar bir alanda yapılan korelasyon tabanlı konumlandırmada hata oranlarının azalmasını sağlamıştır. Çalışmamızda birçok BS konumlandırma çalışmasından farklı olarak düşük maliyetli ECM mikrofonlar ile karton, yapışkanlı kâğıt, sünger gibi malzemeler kullanılmıştır. Bölgesel BS varlığının tespiti yerine, çerçeve bazlı BS kaynağının koordinatları belirlenmiştir. Yapay BS, dış ortamdan kolayca duyulamayacak biçimde düşük şiddette olup, başlangıç SNR değeri çevresel mikrofona göre 5 dB'nin altında ölçülmüştür. Elde edilen sonuçlara göre, örnekleme frekansının yanında SNR değerleri de konumlandırma başarısını etkilemektedir, düşük şiddetteki BS'lerin konumları ile çok gürültülü ortamlardaki çalışmalarda BS tespiti ve BS konum tespiti hata oranları artmaktadır., çalışmamızda tespit edilen BS konumlarının önceki çalışmalara nazaran daha tutarlı bir şekilde belirlenebildiğini göstermektedir.

Bu çalışma, BS konumlarının düşük maliyetli bir donanım tasarımı ile ve korelasyon tabanlı bir yöntemle, mevcut çalışmalara göre daha düşük konumlandırma hatası ve daha tutarlı bir şekilde belirlenebildiğini gösterilmiştir. BS akustik haritalarının birleştirilmesiyle oluşturulan kısa video kayıtları sayesinde, bağırsak sesi tespitinin yanında, BS hareket yönü ve yoğunlaştığı bölgelerin belirlenmesi de mümkündür. Ayrıca, çevrimiçi veya çevrimdışı olarak hastanın yanında bulunma gerekliliği olmaksızın, uzaktan bağlantı yoluyla BS sıklığının, sayısının ve yerinin görüntülenebilmesi, teşhis ve tedavi süreçlerinin iyileştirilmesi ve kolaylaştırılmasını sağlayabilecektir. Sonuç olarak, bu çalışmanın, tıbbi uzmanların teşhis ve tedavi çalışmalarında alışık oldukları görüntüleme tekniklerine benzer BS tespit ve görüntüleme tekniği sunulabileceğinin gösterilmiş olması çalışmanın en önemli katkılarından biridir.

Kaynaklar (References)

1. Cannon, W. B., Auscultation of the rhythmic sounds produced by the stomach and intestines, American Journal of Physiology-Legacy Content, 14 (4), 339–353, 1905.
2. Georgoulis, B., Bowel sounds, Proceedings of The Royal Society of Medicine, 60 (9), 917–920, 1967.
3. Watson, W. C. and Knox, E. C., Phonoenterography: the recording and analysis of bowel sounds, Gut, 8 (1), 88–94, 1967.
4. Dalle, D., Devroede, G., Thibault, R., and Perrault, J., Computer analysis of bowel sounds, Computers in Biology and Medicine, 4 (3), 247–256, 1975.

5. Armbjörnsson, E., Normal and pathological bowel sound patterns, Annales Chirurgiae Et Gynaecologiae, 75 (6), 314–318, 1986.
6. Vantrappen, G., Janssens, J., Coremans, G., and Jian, R., Gastrointestinal motility disorders, Digestive Diseases and Sciences, 31 (9 Suppl), 5S-25S, 1986.
7. Mansy, H. A. and Sandler, R. H., Bowel-sound signal enhancement using adaptive filtering, IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine: The Quarterly Magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society, 16 (6), 105–117, 1997.
8. Li, M., Yang, J., and Wang, X., Research on auto-identification method to the typical bowel sound signal, 2011 4th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), 2011.
9. Hadjileontiadis, L. J. and Panas, S. M., On modeling impulsive bioacoustic signals with symmetric /spl alpha/-stable distributions: application in discontinuous adventitious lung sounds and explosive bowel sounds, Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Biomedical Engineering Towards the Year 2000 and Beyond (Cat. No.98CH36286), 20, 1998.
10. Xizheng, Z., Ling, Y., and Weixiong, W., an New Filtering Methods in the Wavelet Domain for Bowel Sounds, International Journal Of Advanced Computer Science And Applications (IJACSA), 1 (5), 2010.
11. Hadjileontiadis, L. J., Kontakos, T. P., Liatsos, C. N., Mavrogiannis, C. C., Rokkas, T. A., and Panas, S. M., Enhancement of the diagnostic character of bowel sounds using higher-order crossings, 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), 1999.
12. Hadjileontiadis, L. J., Liatsos, C. N., Mavrogiannis, C. C., Rokkas, T. A., and Panas, S. M., Enhancement of bowel sounds by wavelet-based filtering, IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 47 (7), 876–886, 2000.
13. Hadjileontiadis, L. J., Wavelet-based enhancement of lung and bowel sounds using fractal dimension thresholding--Part I: methodology, IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering, 52 (6), 1143–1148, 2005.
14. Hadjileontiadis, L. J., Wavelet-based enhancement of lung and bowel sounds using fractal dimension thresholding-part II: application results, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 52 (6), 1050–1064, 2005.
15. Ranta, R., Heinrich, C., Louis-Dorr, V., Wolf, D., and Guillemin, F., Wavelet-based bowel sounds denoising, segmentation and characterization, 2001 Conference Proceedings of the 23rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2001.
16. Ranta, R., Louis-Dorr, V., Heinrich, C., Wolf, D., and Guillemin, F., Principal component analysis and interpretation of bowel sounds, The 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2004.
17. Sakata, O., Suzuki, Y., Matsuda, K., and Satake, T., Temporal changes in occurrence frequency of bowel sounds both in fasting state and after eating, Journal of Artificial Organs: The Official Journal of the Japanese Society for Artificial Organs, 16 (1), 83–90, 2013.
18. Yin, Y., Jiang, H., Feng, S., Liu, J., Chen, P., Zhu, B., and Wang, Z., Bowel sound recognition using SVM classification in a wearable health monitoring system, Science China Information Sciences, 61 (8), 084301, 2018.

19. Kölle, K., Fougner, A., Ellingsen, R., Carlsen, S., and Stavadahl, Ø., Feasibility of early meal detection based on abdominal sound, *IEEE Journal of Translational Engineering in Health and Medicine*, PP, 2019.
20. Huang, Y., Song, I., Rana, P., and Koh, G., Fast diagnosis of bowel activities, 2017 International Joint Conference on Neural Networks (IJCNN), 2017.
21. Yin, Y., Jiang, H., Yang, W., and Wang, Z., Intestinal motility assessment based on Legendre fitting of logarithmic bowel sound spectrum, *Electronics Letters*, 52 (16), 1364–1366, 2016.
22. Emoto, T., Shono, K., Abeyratne, U. R., Okahisa, T., Yano, H., Akutagawa, M., Konaka, S., and Kinouchi, Y., ARMA-based spectral bandwidth for evaluation of bowel motility by the analysis of bowel sounds, *Physiological Measurement*, 34 (8), 925–936, 2013.
23. Kim, K. S., Seo, J. H., Ryu, S. H., Kim, M. H., and Song, C. G., Estimation algorithm of the bowel motility based on regression analysis of the jitter and shimmer of bowel sounds, *Computer Methods and Programs In Biomedicine*, 104 (3), 426–434 2011.
24. Kim, K.-S., Park, H.-J., Kang, H. S., and Song, C.-G., Awareness system for bowel motility estimation based on artificial neural network of bowel sounds, 4th International Conference on Awareness Science and Technology, 2012.
25. Kölle, K., Aftab, M. F., Andersson, L. E., Fougner, A. L., and Stavadahl, Ø., Data driven filtering of bowel sounds using multivariate empirical mode decomposition, *BioMedical Engineering OnLine*, 18 (1), 28, 2019.
26. Uluşar, U. D., Recovery of gastrointestinal tract motility detection using Naive Bayesian and minimum statistics, *Computers in Biology and Medicine*, 51, 223–228, 2014.
27. Longfu, Z., Yi, S., Sun, H., Zheng, L., Dapeng, H., and Yonghe, H., Identification of bowel sound signal with spectral entropy method, 2015 12th IEEE International Conference on Electronic Measurement Instruments (ICEMI), 2015.
28. Yin, Y., Yang, W., Jiang, H., and Wang, Z., Bowel sound based digestion state recognition using artificial neural network, 2015 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS), 2015.
29. Sheu, M., Lin, P., Chen, J., Lee, C., and Lin, B., Higher-Order-Statistics-Based Fractal Dimension for Noisy Bowel Sound Detection, *IEEE Signal Processing Letters*, 22 (7), 789–793, 2015.
30. Lin, B., Sheu, M., Chuang, C., Tseng, K., and Chen, J., Enhancing Bowel Sounds by Using a Higher Order Statistics-Based Radial Basis Function Network, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 17 (3), 675–680, 2013.
31. Dimoulas, C., Kalliris, G., Papanikolaou, G., and Kalampakas, A., 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 (3), 177–218, 2006.
32. Dimoulas, C., Kalliris, G., Papanikolaou, G., and Kalampakas, A., Long-term signal detection, segmentation and summarization using wavelets and fractal dimension: a bioacoustics application in gastrointestinal-motility monitoring, *Computers in Biology and Medicine*, 37 (4), 438–462, 2007.
33. Dimoulas, C., Kalliris, G., Papanikolaou, G., Petridis, V., and Kalampakas, A., Bowel-sound pattern analysis using wavelets and neural networks with application to long-term, unsupervised, gastrointestinal motility monitoring, *Expert Systems with Applications*, 34 (1), 26–41, 2008.
34. Dimoulas, C. A., Papanikolaou, G. V., and Petridis, V., 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 (10), 13082–13093, 2011.
35. Dimoulas, C. A., Audiovisual Spatial-Audio Analysis by Means of Sound Localization and Imaging: A Multimedia Healthcare Framework in Abdominal Sound Mapping, *IEEE Transactions on Multimedia*, 18 (10), 1969–1976, 2016.
36. Sakata, O. and Suzuki, Y., 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, 2016.
37. Kim, K.-S., Seo, J.-H., and Song, C.-G., Non-invasive algorithm for bowel motility estimation using a back-propagation neural network model of bowel sounds, *BioMedical Engineering OnLine*, 10, 69, 2011.
38. Uluşar, U. D., Canpolat, M., Yaprak, M., Kazanir, S., and Ogunc, G., Real-time monitoring for recovery of gastrointestinal tract motility detection after abdominal surgery, 2013 7th International Conference on Application of Information and Communication Technologies, 2013.
39. Öztaş, A. S., Türk, E., Uluşar, Ü. D., Canpolat, M., Yaprak, M., Kazanır, S., Ögünç, G., Doğru, V., and Canagir, O. C., Bioacoustic sensor system for automatic detection of bowel sounds, 2015 Medical Technologies National Conference (TIPTEKNO), 2015.
40. Türk, E., Öztaş, A. S., Uluşar, Ü. D., Canpolat, M., Kazanır, S., Yaprak, M., Ögünç, G., Doğru, V., and Canagir, O. C., Wireless bioacoustic sensor system for automatic detection of bowel sounds, 2015 19th National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), 2015.
41. Al-Turjman, F., Edge Computing, From Hype to Reality, Springer International Publishing, 133–144, 2019.
42. Güvenç, H., Wireless ECG Device with Arduino, 2020 Medical Technologies Congress (TIPTEKNO), 2020.
43. Du, X., Allwood, G., Webberley, K. M., Osseiran, A., Wan, W., Volikova, A., and Marshall, B. J., A mathematical model of bowel sound generation, *The Journal of The Acoustical Society of America*, 144 (6), EL485–EL491, 2018.
44. Hadjileontiadis, L. J. and Rekanos, I. T., Enhancement of explosive bowel sounds using Kurtosis-based filtering, *Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE Cat. No.03CH37439)*, 2003.
45. Rekanos, I. T. and Hadjileontiadis, L. J., An iterative kurtosis-based technique for the detection of nonstationary bioacoustic signals, *Signal Processing*, 86 (12), 3787–3795, 2006.
46. Hadjileontiadis, L. J. and Rekanos, I. T., Detection of explosive lung and bowel sounds by means of fractal dimension, *IEEE Signal Processing Letters*, 10 (10), 311–314, 2003.
47. Ranta, R., Louis-Dorr, V., Heinrich, C., Wolf, D., and Guillemin, F., Automatic Segmentation and Classification of Bowel Sounds, *IEEE Signal Processing Letters*, 10 (8), 277, 2002.
48. Ranta, R., Louis-Dorr, V., Heinrich, C., Wolf, D., and Guillemin, F., Digestive activity evaluation by multichannel abdominal sounds analysis, *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 57 (6), 1507–1519, 2010.
49. Craine, B. L., Silpa, M. L., and O'Toole, C. J., Two-dimensional positional mapping of gastrointestinal sounds in control and functional bowel syndrome patients, *Digestive Diseases and Sciences*, 47 (6), 1290–1296, 2002.
50. Delfini, A. T., Troncon, L. E. A., Baffa, O., Oliveira, R. B., and Moraes, E. R., Digital Auscultation and Processing of Abdominal Sounds, 2010.
51. Chien, C.-H., Huang, H.-T., Wang, C.-Y., and Chong, F.-C., Two-dimensional static and dynamic display system of bowel sound magnitude map for evaluation of intestinal motility, *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 21 (05), 333–342, 2009.
52. Wang, F., Wu, D., Jin, P., Zhang, Y., Yang, Y., Ma, Y., Yang, A., Fu, J., and Feng, X., A flexible skin-mounted wireless acoustic device for bowel sounds monitoring and evaluation, *Science China Information Sciences*, 62 (10), 202402, 2019.
53. Wang, G., Yang, Y., Chen, S., Fu, J., Wu, D., Yang, A., Ma, Y., and Feng, X., Flexible Dual-Channel Digital Auscultation Patch with Active Noise Reduction for Bowel Sound Monitoring and Application, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 26 (7), 2951–2962, 2022.
54. Guvenç, H., Uluşar, U., Ogunc, G., and Canpolat, M., Bowel sound analysis using a common vector approach, 3, 37–47, 2023.
55. Güvenç H., Detection and classification of bowel sounds using common vector method, *Gazi University Faculty of Engineering and Architecture Journal*, 39 (4), 2023-2030, 2024.
56. Johnson, D. H. and Dudgeon, D. E., *Array Signal Processing: Concepts and Techniques*, P T R Prentice Hall, 558, 1993.
57. Do, H., Silverman, H. F., and Yu, Y., A Real-Time SRP-PHAT Source Location Implementation using Stochastic Region Contraction (SRC) on a Large-Aperture Microphone Array, 2007 IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing - ICASSP '07, Honolulu, HI, USA, 2007.