Evaluation of Fetal Lung Ultrasound Images by Digital Texture Analysis Methods

Fetal Akciğer Ultrasonografik Görüntülerinin Dijital Doku Çözümlemesi ile Değerlendirilmesi

Fetal Akciğerin Doku Çözümlemesi / Texture Analysis of Fetal Lungs

Ümmü Gül Yıldız[1], Mekin Sezik[1], Halit Çetiner[2], Tuncay Aydoğan[3]
[1]Tıp Fakültesi Kadın Hastalıkları ve Doğum ABD, [2]Keçiborlu Meslek Yüksekokulu Bilgisayar Teknolojileri Bölümü Bilgisayar Programcılığı ABD,
[3]Teknoloji Fakültesi Yazılım Mühendisliği Bölümü, Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta, Türkiye

Bu çalışma,
Süleyman Demirel Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından 4042-TU1-14 numaralı uzmanlık tez araştırma projesi ile desteklenmiştir. Çalışmanın özeti, 11 – 15 Mayıs 2015 tarihlerinde Belek, Antalya'da gerçekleştirilen 13. Ulusal Jinekoloji ve Obstetrik Kongresi'nde poster olarak sunulmuştur.

Özet

Amaç: Preterm gebeliklerde fetal akciğer matüritesinin, amniyosentez gibi invaziv tekniklere ihtiyaç duyulmadan değerlendirilmesi önem taşımaktadır. Mevcut araştırmada bilgisayar destekli doku çözümleme yöntemleri kullanılarak, fetal ultrasonografik pulmoner görüntülerin sayısal özniteliklerinin elde edilmesi amaçlanmıştır. Gereç ve Yöntem: Erken doğum tehdidi tanısı ile kliniğimizde takip edilen 24-37. gestasyonel haftalardaki 18 adet gebeliğe ait 20 fetal ultrasonografik görüntü, kortikosteroit uygulaması öncesinde çalışmaya dahil edildi. Her iki akciğerin artefaktsız ve net olarak görüntülendiği transvers kesitler ele alındı. Akciğer dokusunun homojen olduğu 64x64 piksel büyüklüğündeki ilgi bölgeleri (ROI) seçildi. MATLAB R2014a bilgisayar yazılımı kullanılarak değişmez moment (invariant moments, IM), Gri Seviye Eş Oluşum Matrisi (grey level co-occurrence matriks, GLCM) ve dalgacık analizi (wavelet analysis, WA) yöntemleri ile görüntüler işlendi. Bulgular: Ortalama gebelik haftası 30.9 ± 3.2 idi. İşlemler sonucunda her görüntüden seçilen ROI için toplam 159 adet sayısal öznitelik elde edildi. Dolayısıyla; fetal ultrasonografik pulmoner görüntüler, ileri düzey doku analizleri kullanılarak sayısal olarak kodlandı. Tartışma: Farklı gebelik haftalarındaki fetal akciğerlere ait ultrasonografik görüntülerin, ortaya koyduğumuz dijital doku çözümleme algoritmaları ile değerlendirilmesi uygulanabilir bulunmuştur. Tanımladığımız bu yordam doğrultusunda fetal akciğer matüritesinin noninvaziv olarak değerlendirilmesine yönelik ileri araştırmalar planlanmıştır.

Anahtar Kelimeler

Fetal Ultrasonografi; Fetal Organ Gelişimi; Yazılım Araçları

Abstract

Aim: Evaluation of fetal lung maturity in preterm pregnancies without requirement for an invasive procedure such as amniocentesis is of importance. The aim of the present study was to extract numerical features from fetal pulmonary ultrasound images, using computerized texture analysis methods. Material and Method: Twenty fetal ultrasound images from 18 pregnancies that were followed up in our department for threatened preterm delivery between 24-37 weeks of gestational age were included before corticosteroid administration. Transverse sections including well-defined visualization of bilateral fetal lungs without artifacts were evaluated. Regions of interests (ROIs) with a 64x64 pixel area and homogenous pulmonary tissue were selected. Images were analyzed with invariant moments (IM), grey level co-occurrence matrix (GLCM), and wavelet analysis (WA) using MATLAB R2014a computer software. Results: The mean gestational age was 30.9 ± 3.2 weeks. A total of 159 features were extracted from the ROIs of each image. Therefore, fetal ultrasound images were coded into numerical values, using advanced texture analysis techniques. Discussion: Assessment of ultrasound images from fetal lungs at different gestational ages was feasible with the introduced digital tissue analysis algorithm. Non-invasive evaluation of fetal lung maturity will subsequently be investigated in line with the defined procedure.

Keywords

Fetal Ultrasonography; Fetal Organ Maturity; Software Tools

DOI: 10.4328/JCAM.3636 Received: 30.05.2015 Accepted: 21.06.2015 Printed: 01.08.2015 J Clin Anal Med 2015;6(suppl 4): 479-84
Corresponding Author: Mekin Sezik, Kadın Hastalıkları ve Doğum AD, Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi, 32260, Çünür, Isparta, Türkiye.
T.: +90 2462119239 F.: +90 2462120383 E-Mail: msezik@yahoo.com

Giriş

Türkiye'de gebeliklerin yaklaşık %12'si preterm doğum ile sonuçlanmaktadır [1]. Preterm doğum sonrasındaki yenidoğan ölümlerinin ise en sık sebebi akciğer matüritesindeki sorunlardır. Ayrıca, doğum sonrası pulmoner morbidite sadece preterm doğumlar ile kısıtlı olmayıp 39. gebelik haftasından önce doğan "erken term" bebeklerde de görülebilmektedir [2]. Dolayısıyla, 39 haftadan önceki doğumlarda akciğer matürasyon durumunun belirlenmesi önem taşımaktadır.

Fetal akciğer matürasyonu (FAM), konvansiyonel olarak amniyon sıvısındaki belirli belirteçlerin veya bunların birbirlerine oranlarının saptanması ile belirlenmektedir. Bunlar arasında en sık kullanılanı lesitin/sfingomiyelin (L/S) oranıdır. Bu amaçla amniyon sıvısında fosfatidil gliserol varlığı, sürfaktan/albümin oranı ve lamellar cisim sayımı gibi yöntemlerden de istifade edilebilmektedir. Ancak, L/S dâhil bu yöntemlerin tümünde örnek elde etmek amacı ile girişimsel bir işlem olan amniyosentez ihtiyacı doğmaktadır. Ayrıca, invaziv FAM testleri gestasyonel yaş ve maternal diyabet gibi faktörlere ek olarak amniyon sıvısındaki kan ve mekonyum varlığından da etkilenebilmektedir [3]. Pulmoner matüritenin fetal ultrasonografi ile değerlendirilmesinin, invaziv olmayan bir seçenek olarak kullanım potansiyeline sahip olduğu düşünülmektedir [4,5]. Bu sayede girişimsel amniyosentez işlemlerinden kaçınılması söz konusu olabilecek; dolaylı belirteçler yerine akciğer dokusunun doğrudan değerlendirilmesi söz konusu olabilecektir. Ancak; bu konudaki öncü çalışmalarda, öznel ultrasonografik değerlendirmenin operatör bağımlı olması nedeni ile etkin olmadığı saptanmıştır [6,7].

Antenatal dönemde, gebelik haftasına paralel olarak fetal akciğer ekojenitesinde tedrici bir artış olmaktadır [7]. Bunun nedeninin, pulmoner gelişimin kanaliküler evresinde hızlanan kapiller damarlardaki hızlı artış olduğu düşünülmektedir. Ancak, insan gözünün bu değişimleri öznel olarak ayırt etme yetisinin yetersiz olduğu gösterilmiştir. Dolayısıyla; noninvaziv olarak FAM değerlendirilmesinde, ultrason görüntülerinin farklı yöntemler ile "işlenmesine" dayanan kantitatif (nicel) ultrasonografik yöntemlerin kullanımı araştırma konusu olmaktadır [4-7]. Nicel görüntü analizleri arasında; doku çözümleme (texture analysis) olarak adlandırılan bir grup yöntem, tıbbi görüntülerden doğrudan sayısal özniteliklerin çıkarılmasına imkân tanıması nedeni ile güçlü bir seçenek olarak öne çıkmaktadır [8].

Bu bağlamda öznitelik, "görüntünün anlaşılmasına yarayan ve görüntüde yer alan farklı her çeşit bilgi" olarak tanımlanmaktadır [9]. Bu bilgiler, görüntü piksellerinin belirleyici nitelikleridir ve öznitelikler görüntü işleme algoritmaları ile ortaya çıkarılabilmektedir. Piksel gri tonlarındaki değişimler, arka zemin niteliği ve bölgesel yoğunluk farklılıkları gibi birçok karakteristik özellik; öznitelik çıkartmada kullanılabilmektedir. Görüntü karakteristiklerinin yatay, dikey ve köşegensel özniteliklerinden elde edilen veriler çeşitli analizlerde kullanılabilmektedir [9].

Gri Seviye Eş Oluşum Matrisi (GLCM), değişik doku tanımlama alanında kullanılan bir yöntemdir. GLCM; belirli yöndeki çift piksellerin istatistiksel özelliklerini, bunları birbirinden mutlak uzaklıkta tutarak tanımlamaktadır [10]. Dolayısıyla, GLCM ile görüntülerin dokularını tanımlayan eş oluşum matrislerinden hesaplanabilen istatistiksel öznitelik ölçümleri tanımlanmaktadır [10]. Değişmez moment (invariant moment: IM) yöntemi, şekil tanımada momentlerin kullanımını içermektedir. IM ile cebirsel değişmezler kullanılarak küme değişmezleri türetilmekte ve sayısal ortamda M x M boyutundaki görüntünün iki boyutlu momentleri oluşturulmaktadır [11]. Dalgacık dönüşümü (wavelet analysis: WA) ise görüntüden elde edilen sinyallerin, çalışılan görüntünün farklı ölçeklendirmelerdeki frekans değişimlerinin analizine dayanmaktadır [12]. Bir görüntünün gri seviye değerleri, ölçek ile değişmektedir. Örneğin bir ormana ait uydu görüntüsü, sabit yeşil boyanmaya sahip iken (büyük ölçek); alçak irtifadaki bir uçaktan elde edilen görüntüsü birçok varyasyon ve detayı ortaya koyacaktır (küçük ölçek). Uydu görüntüsü yüksek, uçak görüntüsü düşük frekans içeriğine sahip olacaktır [9]. Özetle; ayrık dalgacık dönüşümü olarak adlandırılan yöntemde, görüntüden belirli ölçek grupları tespit edilerek frekans değişimlerinin katsayılara çevrilmesi ile sayısal değerler elde edilmektedir [9,12]

Mevcut araştırmamızda, farklı gebelik haftalarında elde edilen ultrasonografik fetal akciğer görüntülerinin GLCM, IM ve WA doku çözümleme yöntemleri ile değerlendirilerek ileri araştırmalarda kullanılabilecek sayısal veriler elde edilmesinin uygulanabilir olup olmadığı hipotezinin denenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla; ultrasonografik fetal toraks kesitlerinden uygun alanlar seçilerek, çeşitli yazılımsal uygulamalar sonrasında sayısal özniteliklerin elde edilmesi hedeflenmiş ve bunlara dair sonuçlar sunulmuştur.

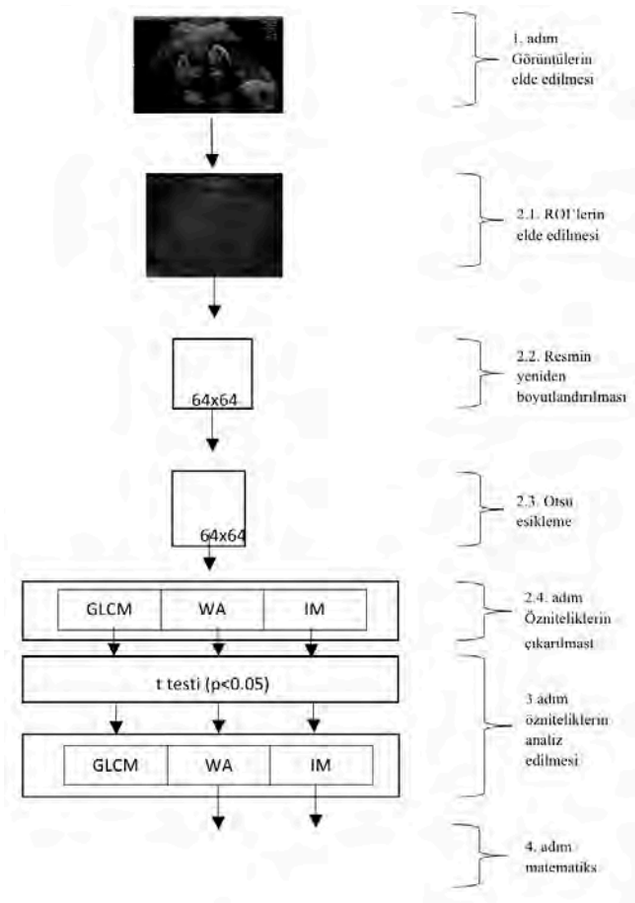
Gereç ve Yöntem

Mevcut araştırma, fetal akciğer matürasyonu için maternal kortikosteroit tedavisi öncesi ve sonrası fetal akciğer görüntülerinin dijital doku çözümlemesi yöntemi ile değerlendirilmesini içeren ana araştırmanın pilot çalışma ve ön verilerini içermektedir. Çalışma protokolü, ilgili yerel klinik araştırmalar etik kurulu tarafından onaylanmıştır (tarih ve no, 04.06.2014/84).

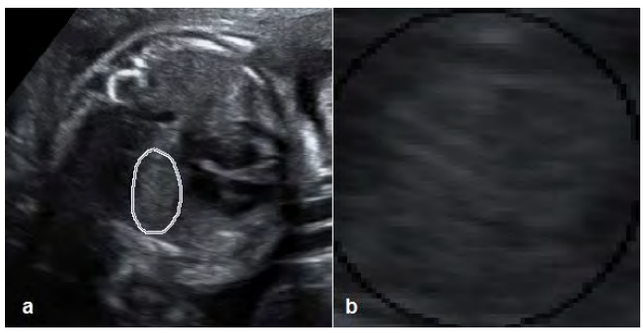
Ocak 2013-Haziran 2014 arasındaki 18 ay içinde kliniğimize preterm doğum riski nedeni ile gebeliğin son adet tarihine göre 24–37. haftalarında başvuran 18 gebeliğe ait 20 fetüs geriye yönelik olarak çalışmaya alındı. FAM için kortikosteroit tedavisi öncesinde her fetüse ait, fetal akciğerleri net olarak içeren en az 2 adet ultrasonografik transvers torakal kesit elde edildi. Tüm ultrasonografik muayenelerde 2-boyutlu görüntü sağlayan, 2-7 MHz konveks abdominal prob ve ultrasonografi sistemi (GE Voluson 730 Expert, Zipf, Avusturya) kullanıldı. Seçilen görüntülerde; 4 kadran kalp kesiti ve bunun posteriorunda inen aortaya ait transvers kesitin mevcut olması, lateralde bilateral kostaların takip edilmesi, fetal ön ve arka duvarın net olarak görüntülenmesi ve bilateral fetal akciğer alanlarında akustik gölgelenme gibi ultrasonografik artefaktların minimum olması şartları arandı. Görüntülerin tümünde özdeş gri-skala ayarlar kullanıldı ve transvers toraks kesitleri ultrasonografik "odakta" tutuldu. Elde edilen görüntüler numaralandırılarak ultrasonografi cihazından harici disk yardımı ile JPEG (Joint Photographic Experts Group) formatında yedekli olarak dışa aktarıldı. Ultrasonografik incelemeler tek bir araştırmacı tarafından (Ü.G.Y) yürütüldü. Tüm veriler çift kopya halinde saklandı.

Görüntülerin elde edilmesinden sonra görüntü işleme basamaklarına geçildi. Bu basamakların özeti Tablo 1'de verilmiştir. Özet olarak bu işlemlerde, görüntü içerisinde belirlenmiş bir bölgede bulunan bilgileri içeren özniteliklerin çıkartılması amaçlanmıştır. Bunun için ilk olarak, fetal akciğer dokusunda çalışılması planla-

Tablo 1. Analiz süreçlerinin sistem akış diyagramı



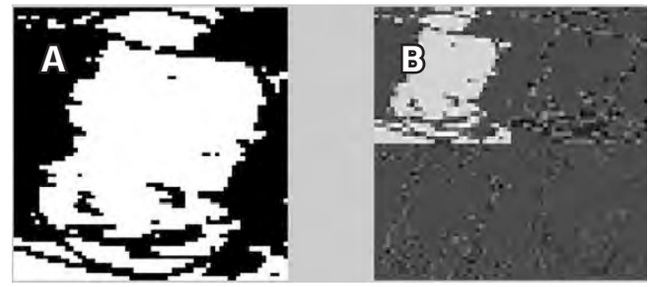
ROI: İlgi bölgesi, GLCM: Gri seviye eş oluşum matrisi, WA: Dalgacık analizi, IM: Değişmez moment
3. ve 4. adımlar, mevcut preliminer çalışma sonrasında planlanmıştır.



Şekil 1. Görüntü çözümleme işlemlerinin ilk safhasında, ultrasonografik görüntülemede elde edilmiş transvers toraks kesitlerinin artefaktsız net bir alanından fetal akciğer dokusunu kapsayan bölge manüel olarak işaretlendi(A). Bir sonraki basamaktaysa işaretli alan sınırları içindeki bölgeden dairesel bir alan, ileri analiz için seçildi(B).

nan bölgeler (region of interest: ROI) manüel olarak ayrıldı (Şekil 1a). Sonrasında, sağ veya sol akciğer dokusundan akustik gölgelenme içermeyen, net seçilen ve sınırları kolaylıkla belirlenebilen standart büyüklükte dairesel bir alan manüel olarak Şekil 1b'de gösterildiği gibi seçildi. Bu sayede, seçilen bölgenin (ROI) şekil ve boyutunun değişmez olması hedeflendi.

Seçilen alanların aynı boyuta getirilmesi için tüm ROI bölgeleri kesildikten sonra, işlenecek görüntüler 64x64 piksel boyutuna dönüştürüldü. Sonrasında, bu ROI bölgesinin özniteliklerini çıkartabilmek için ikili görüntü sistemine dönüştürülmesine geçildi. İkili görüntü sistemine dönüştürmede, bilinen en yaygın eşik değeri belirleme yöntemlerinden olan Otsu metodu önceden tanımlandığı şekliyle uygulandı [13]. Şekil 2a'da ikili görüntüye çevrilen ilgili bölgeleri öznitelik çıkarmaya hazır hale getirebilmek için Otsu yöntemi ile eşiklenmiş örnek bir imge gösterilmektedir.



Şekil 2. Ultrason görüntüsü eşiklenmiş ilgi bölgesi (ROI) (A), İlgi bölgesinin üç seviyede elde edilmiş yaklaşım ve detay ayrışımları (B).

Bu adımdan sonra, elde edilen eşiklenmiş her bir görüntünün istatistiksel açıdan doku analizini sağlayan Gri Düzey Eş Oluşum Matrisi (GLCM), değişmez moment yöntemi (IM) ve spektral alanda incelenmesine olanak veren ayrık dalgacık yöntemlerine (WA) geçildi. Görüntülerin dokularını tanımlayan eş oluşum matrislerinden hesaplanabilen istatistiksel öznitelik ölçümlerini tanımlayan GLCM analizleri, önceki literatür doğrultusunda gerçekleştirildi [10]. IM yönteminin analizleri, Hu tarafından [11] matematiksel moment teorisi temel alınarak tanımlanan 7 değişmez moment kullanılarak yapıldı. Döndürme, ölçeklendirme ve dönüşüm işlemleri altında değişmeyen bu 7 moment (Tablo 2) kullanılarak IM analizleri gerçekleştirildi [10]. Son olarak, dal-

Tablo 2. IM (değişmez moment) görüntü çözümleme işlemlerinde temel alınan yedi adet momente dair formülün gösterimi

$$M_1 = (\eta_{20} + \eta_{21}), \quad (1.1)$$

$$M_2 = (\eta_{20} - \eta_{02})^2 + 4\eta^2_{11}, \quad (1.2)$$

$$M_3 = (\eta_{30} - 3\eta_{12})^2 + (3\eta_{21} - \eta_{03})^2, \quad (1.3)$$

$$M_4 = (\eta_{30} + \eta_{12})^2 + (\eta_{21} + \eta_{03})^2, \quad (1.4)$$

$$M_5 = (\eta_{30} - 3\eta_{12})^2(\eta_{30} + \eta_{12})\,[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] + (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2], \quad (1.5)$$

$$M_6 = (\eta_{20} - \eta_{02})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] + 4\eta_{11}(\eta_{30} + \eta_{12})(\eta_{21} + \eta_{03}) \quad (1.6)$$

$$M_7 = (3\eta_{21} - \eta_{03})(\eta_{30} + \eta_{12})[(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - 3(\eta_{21} + \eta_{03})^2] - (\eta_{30} + 3\eta_{12})(\eta_{21} + \eta_{03})[3(\eta_{30} + \eta_{12})^2 - (\eta_{21} + \eta_{03})^2] \quad (1.7)$$

gacık (wavelet) analizleri gerçekleştirildi. Ayrık dalgacık dönüşüm ayrışma derecesi olarak üçüncü seviye tercih edildi. Farklı dalgacık tiplerinin etkinliklerini gözlemleyebilmek için ayrık zamanlı dalgacık dönüşümünde "Daubechies 1" dikgen dalgacığı ve "Biorthogonal 2.2" çift dikgen dalgacığı kullanıldı. Üçüncü seviye ayrıştırma işlemleri (Şekil 2b), aşağıdaki adımlar kullanılarak gerçekleştirildi: (i) Özgün görüntü, yatayına alçak geçirgen filtre (Lo) ve yüksek geçirgen filtre (Hi) ile filtrelendi. (ii) Filtrelenmiş görüntü yatay indeksli elementleri korunarak aşağı örneklendi. (iii) Filtrelenmiş sonuç görüntüsü, yeniden dikeyine alçak ve yüksek geçirgen filtrelerden geçirildi. (iv) Yeni görüntüler dikey indeksli elementler korunarak tekrar aşağı örneklendi. Özgün görüntü 1 A ve 3 D (dikey, yatay ve köşegensel) olmak üzere aynı piksel boyutunu içeren 4 yeni görüntüye dönüştürüldü. Sonrasında, önceden tanımlandığı şekilde öznitelik oluştur-

ma işlemleri gerçekleştirildi [12,14].

Görüntü işleme analizleri MATLAB R2014a (Natick, Massachusetts, ABD) yazılımı kullanılarak gerçekleştirildi. Sayısal veriler, Microsoft Excel 2011 elektronik çizelge programında depolandı. İstatistiksel analizlerde MATLAB 2014a ve Microsoft Excel yazılımları kullanıldı. Elde edilen sayısal öznitelikler, ortalama +/- standart sapma olarak ifade edildi.

Bulgular

Çalışmaya alınan 18 gebeliğin (2 adet ikiz gebelik dahil) ultrasonografi incelemeleri esnasındaki ortalama (± standart sapma) gebelik haftası 30.9 ± 3.2 (dağılım aralığı, 25+2/7 – 36+0/7) idi. Bunların %16.7'si (3/18) 28+0/7 haftadan küçük, %38.9'u (7/18) 28+0/7 – 32+0/7 hafta arasında ve %44.4'ü (8/18) 32+0/7 – 36+0/7 hafta arasındaydı. İkiz gebeliklerin gestasyonel yaşı sırası ile 28+4/7 ve 30+1/7 haftaydı. Çalışma grubunda, 1 adet insüline bağımlı diyabetik (%5.5) ve 4 adet hipertansif (%22.2) gebelik mevcuttu.

Yirmi adet ultrasonografik görüntüden 3 farklı yöntem ile toplam 159 adet sayısal öznitelik elde edildi. Bunların 7'si IM, 8'i GLCM ve 144'ü WA teknikleri kullanılarak ayrıştırılmıştı. WA kullanılarak elde edilen özniteliklerin ayrıntıları (n=144) Tablo 3'de verilmiştir. Böylece, fetal akciğerlere ait ultrasonografik görüntülerden seçilen alanların (ROI) dijital doku çözümleme yöntemleri kullanılarak sayısal dönüşümü gerçekleştirilmiş oldu.

Tablo 3. Ayrık dalgacık dönüşümü kullanılarak yapılan dalgacık analizi ile fetal akciğer ultrasonografi görüntülerinden (n=20) elde edilen sayısal özniteliklerin ayrıntıları

Öznitelik (n=144)	Minimum	Maksimum	Ortalama	Standart sapma
WA1	-1.90	8.86	4.5171	4.13011
WA2	-1.95	8.97	4.8738	4.13532
WA3	-0.28	9.33	4.2245	3.86721
WA4	-0.58	9.70	4.0371	3.97989
WA5	-1.32	8.56	2.3073	3.38644
WA6	-2.26	8.29	1.9649	3.27133
WA7	-.36	8.82	3.9953	3.36265
WA8	-2.02	9.15	2.0269	3.31010
WA9	-1.10	9.85	3.2520	3.46507
WA10	-0.85	9.25	5.2631	3.69741
WA11	-3.38	11.83	3.7131	4.98015
WA12	-1.88	8.99	3.9398	4.19686
WA13	-1.56	9.75	4.7191	4.23138
WA14	-1.52	9.86	4.9854	4.33825
WA15	-0.53	9.09	4.2425	3.90717
WA16	-0.40	9.75	3.6136	3.81465
WA17	-0.93	9.07	3.0674	3.68699
WA18	-2.42	8.66	1.5510	3.40389
WA19	-0.76	9.26	3.3647	3.29176
WA20	-2.46	9.79	2.0420	3.36028
WA21	-0.46	10.15	3.7135	3.61712
WA22	-0.32	9.31	5.0683	3.56787
WA23	-4.17	10.51	3.8844	4.76279
WA24	-1.21	9.01	4.1118	3.95305
WA25	-0.86	8.40	4.3451	3.63169
WA26	-0.95	8.04	4.7566	3.42122
WA27	-0.01	9.23	4.4979	3.72237
WA28	-1.09	9.44	4.0622	3.68668
WA29	-1.37	7.06	2.3371	2.89046
WA30	-1.10	8.61	3.5688	3.10658
WA31	-1.16	8.82	4.5598	3.49897
WA32	-1.10	8.18	3.0444	2.84666
WA33	-0.65	6.94	2.2738	2.51142
WA34	-0.10	9.48	5.2849	3.65822
WA35	-1.91	9.67	3.9173	4.34298
WA36	-1.52	9.36	4.2708	4.10960
WA37	-1.17	10.08	5.0780	4.32048
WA38	-1.17	9.41	4.7693	4.20265
WA39	-0.69	10.06	4.6693	3.66970
WA40	-0.84	9.67	3.2747	2.94662
WA41	-0.61	9.97	5.3147	4.04045
WA42	-1.45	8.95	4.6311	3.74343
WA43	-0.81	8.84	5.5247	3.10054
WA44	-0.82	10.14	5.9176	3.52063
WA45	-0.54	9.84	6.0007	3.52575
WA46	-1.14	8.70	3.0175	2.58642
WA47	-2.58	11.28	6.0101	4.41748
WA48	-1.50	8.68	4.8876	3.79970
WA49	-0.54	9.67	4.5431	3.30680
WA50	-.08	9.32	5.3532	3.21654
WA51	-1.42	5.98	3.0525	2.34777
WA52	0.08	9.92	6.1900	3.13918
WA53	-1.15	8.64	5.1539	3.40811
WA54	1.64	9.36	6.6891	2.39440
WA55	0.38	9.26	6.7628	2.37915
WA56	0.59	9.33	6.3546	2.31974
WA57	-1.82	9.54	4.4696	3.44414
WA58	-1.05	9.61	4.8697	3.18962
WA59	-2.97	9.49	4.0653	4.08453
WA60	-1.52	7.86	3.5323	2.91168
WA61	-0.82	8.77	2.8762	2.96038
WA62	-1.96	8.49	2.3585	3.01120
WA63	-0.67	9.32	4.6179	3.04358
WA64	-0.87	8.73	6.1415	3.16233
WA65	1.14	8.76	6.4321	2.55534
WA66	0.40	8.56	6.0861	2.48809
WA67	-1.32	8.68	6.6379	2.32917
WA68	-0.19	8.63	6.1292	2.58345
WA69	0.75	8.91	5.9536	2.67873
WA70	-1.24	9.60	4.8871	3.47827
WA71	-3.42	9.43	3.1347	3.79377
WA72	-0.41	8.55	4.5208	2.82684
WA73	-1.39	9.68	3.8561	3.19790
WA74	-0.81	9.74	3.5727	3.37584
WA75	0.06	8.17	4.6213	2.82863
WA76	-1.74	9.28	5.8796	3.19532
WA77	-1.32	9.41	6.0856	2.88491
WA78	-0.69	8.80	5.9442	2.67073
WA79	3.00	9.87	7.2455	1.72587
WA80	-.75	8.12	5.0474	2.83178
WA81	-1.17	9.17	4.7904	3.70880
WA82	-.51	9.56	4.9018	3.63452
WA83	-2.45	10.74	4.3594	4.55971
WA84	-0.18	9.04	4.4601	3.41824

WA85	-2.43	9.78	2.1774	3.84527
WA86	-2.56	10.43	2.7324	4.06111
WA87	-1.06	6.67	2.4913	2.47410
WA88	-0.87	9.51	5.9746	3.22266
WA89	0.21	8.66	6.4764	2.64153
WA90	-0.99	8.00	5.1205	3.23239
WA91	-1.48	9.22	6.1167	3.18608
WA92	-0.99	8.29	4.6977	3.33837
WA93	-0.42	9.50	4.8493	3.14454
WA94	-0.76	9.02	3.8587	3.36559
WA95	-4.72	12.38	1.8408	4.77269
WA96	-1.14	8.51	2.5884	3.29910
WA97	-0.96	9.26	3.4293	4.14436
WA98	-1.17	10.29	3.7293	4.32887
WA99	-1.36	8.89	2.8004	3.64143
WA100	-1.20	8.08	3.7591	3.07914
WA101	-1.46	10.16	5.4289	3.55877
WA102	-0.46	9.11	5.8962	3.19421
WA103	-0.82	9.31	5.0490	3.35562
WA104	-1.84	8.24	3.7881	3.40246
WA105	-0.26	10.08	4.4009	3.34635
WA106	-2.28	7.77	.9679	2.48791
WA107	-1.62	11.70	4.6300	4.60620
WA108	-0.89	7.62	2.3657	2.63212
WA109	-0.63	9.23	4.1119	3.85440
WA110	-0.01	9.99	4.5612	4.01559
WA111	-1.64	9.11	3.0765	3.51690
WA112	-0.79	8.72	2.2790	2.87515
WA113	-1.42	8.92	3.4652	3.07722
WA114	-0.44	9.15	3.5911	3.27942
WA115	-1.22	8.67	3.2873	3.39445
WA116	-0.74	9.15	3.3118	3.53953
WA117	-1.28	8.12	2.1774	2.58461
WA118	-0.89	8.24	2.4477	3.20886
WA119	-3.18	9.26	1.5643	4.00386
WA120	-0.77	9.33	2.5018	3.71771
WA121	-0.96	9.94	3.8547	4.22885
WA122	-1.89	9.57	3.5871	4.30165
WA123	-2.30	9.68	3.5361	4.22600
WA124	-1.50	9.05	2.3963	3.96135
WA125	-3.75	9.58	2.1782	3.45196
WA126	-2.99	10.15	1.6886	3.62639
WA127	-2.81	11.30	2.7076	4.50618
WA128	-4.49	9.02	.8074	3.33314
WA129	-2.23	10.82	3.4688	4.58647
WA130	-1.58	9.52	2.3989	3.85282
WA131	-1.19	12.30	2.2079	4.01376
WA132	-1.33	9.09	2.7191	3.69845
WA133	-0.86	9.70	4.0877	4.08319
WA134	-1.09	9.30	3.9704	4.18178
WA135	-0.37	8.67	3.3580	3.59688
WA136	-0.84	8.99	2.2544	3.59378
WA137	-0.97	6.86	2.2277	2.27331
WA138	-1.27	8.34	2.0596	2.94582
WA139	-0.73	9.28	3.0742	3.72315
WA140	-0.69	8.78	1.7108	2.05244
WA141	-0.98	8.01	2.7020	3.30991
WA142	-1.68	10.05	2.5436	3.83375
WA143	-0.99	9.66	1.9745	3.68558
WA144	-0.57	8.74	2.6040	3.39325

WA: Dalgacık analizi

Tartışma

Fetal akciğer gelişimi embriyonel (6. gebelik haftasına dek), psödoglandüler (6-16 hafta), kanaliküler (16-28 hafta), sakküler (28-36 hafta) ve alveolar (36 haftadan sonra) safhalara ayrılmaktadır [5]. Psödoglandüler safhada, gland benzeri bir yapıdan havayolları ve damarsal yapılar oluşmaya başlamaktadır. Kanaliküler safhada ise asinus oluşumu başlamakta, hava-kan bariyerini oluşturacak epitelyal farklılaşmanın gerçekleşmesi ile tip 2 pnömositler ortaya çıkmakta ve sürfaktan sentezi şekillenmektedir. Sakküler veya terminal sak safhasında ise hava yollarının dallanması artmakta, sürfaktan sentezi ilerleyen gebelik haftasına paralel olarak yoğunlaşmaktadır. Son safha olan alveolar evre ise gebeliğin geç dönemlerinde başlayıp postpartum olarak da devam eden alveolarizasyon süreci ile kendini göstermekte, terminal sakküllerden septa oluşumu başlamakta ve kapiller yapıların çevresinde kolajen ile elastin birikimi görülmektedir [5,15].

Çalışmamızda, çoğunluğu sakküler safhadaki fetal akciğer dokusunun dijital doku çözümlemesi ile değerlendirilmesi gerçekleştirilmiştir. Bu dönemde terminal dallanmanın artması ile pulmoner doku görünümünde farklılıklar oluşmaktadır. Havayollarındaki bu dallanma artışı, tip 2 pnömositlerdeki sürfaktan sentezi ile müspet ilişki göstermektedir. Dolayısıyla, terminal sak oluşumuna ikincil doku karakterindeki değişikliklerinin sürfaktan sentezi yani FAM ile ilişkili olduğu söylenebilir. Bu değişimlerin, ultrason görüntülerinde çok yönlü görüntü işleme analizleri ile değerlendirilmesi mevcut çalışmamızın temelini oluşturmuştur.

Literatürde doku çözümlemesi (texture analysis) ve benzeri yöntemler kullanılarak fetal organlara ait ultrasonografik görüntülerin değerlendirilmesine dair yayınlar mevcuttur [16-23]. Erken tarihli yayınlarda, ultrasonografik fetal akciğer ekojenitesinin pulmoner matüriteyi öngörmediği; dolayısıyla sadece ekojenitenin değerlendirilmesinin kullanışlı olmadığı vurgulanmıştır [16]. Bu alandaki diğer bir öncü çalışmada ise, fetal pulmoner matüritenin ultrasonografik değerlendirilmesinde fetal karaciğerin referans olarak alınmasının faydalı olabileceği belirtilmiştir [17]. Sonraki yıllarda ise temel görüntü çözümleme yöntemlerinden olan histogram analizi, fetal akciğer ve karaciğerin ultrasonografik ekojenitesinin değerlendirilmesinde araştırılmıştır [18,19]. Yeni bir araştırmada, fetal akciğer matüritesinin gri-skala histogram yardımı ile değerlendirilmesine yönelik ön bulgular sunulmuştur [7]. Diğer araştırmacılar ise benzer şekilde ortalama ekojenite, lakünarite ve histogram gibi bazı temel görüntü işleme yöntemlerini kullanarak fetal akciğer ve karaciğer görüntülerine ait öznitelikler elde etmiş ve bunların birbirine oranlarının kullanılabilirliğini test etmiştir [20,21].

Akciğer gibi fetal dokulara ait ultrason görüntülerinin değerlendirilmesinde histogram benzeri temel ve nispeten basit görüntü çözümleme yöntemlerinin araştırma konusu olduğu ancak bunların neredeyse 30 yıllık dönemde nihai bir sonuca ulaşmadığı görülmektedir. Son yıllarda hızla gelişen ve işlem kapasitesi artan yazılım teknolojisine ikincil olarak daha detaylı ve çok yön-

lü görüntü çözümleme yöntemlerinin bu alanda kullanımı gündeme gelmiştir. Dolayısıyla, GLCM ve dalgacık dönüşümü gibi daha komplike yordamların ultrasonografik görüntülerin çözümlenmesinde kullanımı nispeten yenidir. Son yıllarda bu yöntemlere dair, bizim araştırmamıza benzer preliminer çalışmalar yayınlanmaktadır [10].

Barselona, İspanya'dan bir araştırma grubu fetal ultrasonografiye doku çözümleme analizlerini entegre ederek kantitatif bir yöntem geliştirmiştir [22]. Aynı ekip sonraki çalışmalarında, geliştirdikleri doku analizi algoritması ile fetal akciğer matüritesini %95 sensitivite ve %86 spesivite ile öngördüklerini belirtmiştir [8]. Yakın zamandaysa, tanımladıkları analiz yönteminin yenidoğan respiratuvar morbiditesini %86 sensitivite ve %87 spesivite ile öngörebildiğini saptamışlardır [23]. Bu sonuçların daha geniş ve çok merkezli çalışmalarda doğrulanması gerekmektedir. Ayrıca, tanımlanan yöntemin ticarileştirilmeye çalışılması nedeni ile kullanılan yordamın diğer araştırıcılar tarafından değerlendirilmesi ve farklı koşullarda denenmesi zorluklar içermektedir.

Bizim araştırmamızda ise farklı gebelik haftalarında elde edilen pulmoner ultrasonografik görüntülerin, ileri düzey görüntü çözümleme metotları ile sayısal dönüşümü sağlanmıştır. Ulaşabildiğimiz kadar ile Türkiye'de fetal akciğerlerin ileri düzey doku çözümlemesi yöntemleri kullanılarak ilk kez değerlendirilmesi gerçekleştirilmiş olmaktadır. Elde ettiğimiz bu verileri takiben geliştirdiğimiz yordam ile FAM ve buna etki eden faktörlerin noninvaziv olarak incelenmesi mümkün olabilecektir.

Çalışmamızın bazı kısıtlılıkları mevcuttur. Ön denemeler içermesi sebebiyle mevcut araştırma, kontrollü veya randomize bir tasarıma sahip olmayıp preterm gebeliklerin dâhil edildiği gözlemsel ve kesitsel bir çalışmadır. Dâhil edilen gebelik sayısı nispeten düşüktür ve farklı gebelik haftalarına dağılım mevcuttur. Ancak, üzerinde çalışılan öznitelik sayısı fazla olduğundan çok sayıda ultrasonografi görüntüsü ile çalışılmasının da verilerin değerlendirilmesinde sorunlar ve karışıklık yaratabileceği düşünülebilir. Aslında; mevcut çalışmada kısıtlı sayıda ancak farklı gebelik haftalarına dağılmış, diyabetik ve hipertansif gebelikler gibi grupları da içeren önbilgilerin sonraki geniş araştırmalara temel oluşturması hedeflenmiştir. Bu sayede, belirli bir yordamın pekiştirilerek sonrasında geniş araştırma gruplarında denenmesi sağlanacaktır.

Sonuç olarak, değişik gebelik haftalarında elde edilen ultrasonografik fetal pulmoner görüntülerin ortaya koyduğumuz dijital doku çözümleme algoritması ile değerlendirilmesi uygulanabilir bulunmuştur. Sonraki araştırmalarımızda, tanımladığımız bu yeni yordam esas alınarak fetal akciğer matüritesindeki değişimlerin invaziv olmayan şekilde araştırılması gerçekleştirilecektir.

Çıkar Çakışması ve Finansman Beyanı

Bu çalışmada çıkar çakışması ve finansman destek alındığı beyan edilmemiştir.

Kaynaklar

1. Blencowe H, Cousens S, Oestergaard MZ, Chou D, Moller AB, Narwal R, et al. National, regional, and worldwide estimates of preterm birth rates in the year 2010 with time trends since 1990 for selected countries: a systematic analysis and implications.
Lancet 2012;379(9832):2162-72.
2. Sezik M. Erken term doğumlar: 37–39 haftalarda yaklaşım prensipleri. Perinatoloji Dergisi 2013;21(3):15-6.
3. Leung-Pineda V, Gronowski AM. Biomarker tests for fetal lung maturity. Biomark
Med 2010;4(6):849-57.
4. La Torre R, Cosmi E, Anceschi MH, Piazze JJ, Piga MD, Cosmi EV. Preliminary report on a new and noninvasive method for the assessment of fetal lung maturity. J Perinat Med 2003;31(5):431-4.
5. Tekesin I, Anderer G, Hellmeyer L, Stein W, Kühnert M, Schmidt S. Assessment of fetal lung development by quantitative ultrasonic tissue characterization: a methodical study. Prenat Diagn 2004;24(9):671-6.
6. Cayea PD, Grant DC, Doubilet PM, Jones TB. Prediction of fetal lung maturity: inaccuracy of study using conventional ultrasound instruments. Radiology 1985;155(2):473-5.
7. Beck AP, Araujo Júnior E, Leslie AT, Camano L, Moron AF. Assessment of fetal lung maturity by ultrasound: objective study using gray-scale histogram. J Matern Fetal Neonatal Med 2015;28(6):617-22.
8. Palacio M, Cobo T, Martínez-Terrón M, Rattá GA, Bonet-Carné E, Amat-Roldán I, et al. Performance of an automatic quantitative ultrasound analysis of the
fetal lung to predict fetal lung maturity. Am J Obstet Gynecol 2012;207(6):504.e1-5.
9. Castellano G, Bonilha L, Li LM, Cendes F. Texture analysis of medical images. Clin Radiol 2004;59(12):1061-9.
10. Gao S, Peng Y, Guo H, Liu W, Gao T, Xu Y, et al. Texture analysis and classification of ultrasound liver images. Biomed Mater Eng 2014;24(1):1209-16.
11. Hu MK. Visual pattern recognition by moment invariants. IRE Trans Inf Theor 1962;8(2):179-87.
12. Misiti M, Misiti Y, Oppenheim G, Poggi J M, editors. Wavelet toolbox user's guide. Natick: The MathWorks Inc.; 1997.p.3-25.
13. Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms. IEEE Trans Syst Man Cybern 1979;9(1):62-6.
14. Owjimehr M, Danyali H, Helfroush MS. An improved method for liver diseases detection by ultrasound image analysis. J Med Signals Sens 2015;5(1):21-9.
15. Sezik M, Ozkaya O, Arslanoglu E, Koker A, Cetin H, Ozbasar D, et al. Evaluation of intra-amniotic surfactant administration for lung maturation in preterm sheep. J Exp Anim Sci 2007;43(4):301-7.
16. Fried AM, Loh FK, Umer MA, Dillon KP, Kryscio R. Echogenicity of fetal lung: relation to fetal age and maturity. AJR Am J Roentgenol 1985;145(3):591-4.
17. Sohn C, Stolz W, Bastert G. Diagnosis of fetal lung maturity by ultrasound: a new method and first results. Ultrasound Obstet Gynecol 1991;1(5):345-8.
18. Maeda K, Utsu M, Yamamoto N, Serizawa M. Echogenicity of fetal lung and liver quantified by the grey-level histogram width. Ultrasound Med Biol 1999;25(2):201-8.
19. Serizawa M, Maeda K. Noninvasive fetal lung maturity prediction based on ultrasonic gray level histogram width. Ultrasound Med Biol 2010;36(12):1998-2003.
20. Prakash KN, Ramakrishnan AG, Suresh S, Chow TW. An investigation into the feasibility of fetal lung maturity prediction using statistical textural features. Ultrason Imaging 2001;23(1):39-54.
21. Prakash KN, Ramakrishnan AG, Suresh S, Chow TW. Fetal lung maturity analysis
using ultrasound image features. IEEE Trans Inf Technol Biomed 2002;6(1):38-45.
22. Cobo T, Bonet-Carne E, Martínez-Terrón M, Perez-Moreno A, Elías N, Luque J, et al. Feasibility and reproducibility of fetal lung texture analysis by Automatic Quantitative Ultrasound Analysis and correlation with gestational age. Fetal Diagn Ther 2012;31(4):230-6.
23. Bonet-Carne E, Palacio M, Cobo T, Perez-Moreno A, Lopez M, Piraquive JP, et al. Quantitative ultrasound texture analysis of fetal lungs to predict neonatal respiratory morbidity. Ultrasound Obstet Gynecol 2015;45(4):427-33.

How to cite this article:
Yıldız ÜG, Sezik M, Çetiner H, Aydoğan T. Evaluation of Fetal Lung Ultrasound Images by Digital Texture Analysis Methods. J Clin Anal Med 2015;6(suppl 4): 479-84.