



TIPTEKNO'17

TIP TEKNOLOJİLERİ KONGRESİ

12-14 Ekim 2017 / TRABZON

Karadeniz Teknik Üniversitesi, Prof.Dr. Osman Turan Kongre Merkezi



Biyomedikal ve Klinik
Mühendisliği Derneği



Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
Bilgisayar Mühendisliği Bölümü

Biyomedikal Görüntü İşleme 3

14 Ekim 2017 - 09.00-10.30 - Salon A

İntraoperatif Ultrason ve MR Görüntülerinin Çakıştırma Yöntemleri: Bir Derleme

Registration Methods of Intraoperative Ultrasound and MR Images: A Review

Mahsa Mikaeili¹, Hasan Şakir Bilge²,

¹Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye
mmikaeali@gmail.com

²Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye
bilge@gazi.edu.tr

Özetçe— Günümüzde beyin ameliyatları ve biopsi sırasında intraoperatif ultrason ve MR görüntülerinin çakıştırılması önem taşımaktadır. Bu çalışmada intraoperatif ultrasonun önemli unsurları olan takip sistemi ve çakıştırma yöntemleri değerlendirilmiş olup çakıştırma yöntemleri kategorize edilmiştir. Bunun sonucunda esnek (non-rigid) çakıştırma yöntemlerinin daha iyi sonuç verdiği gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler — İntraoperatif ultrason, MR görüntüleri, takip sistemi, çakıştırma

Abstract— Nowadays, registration of intraoperative ultrasound and MR images is an important issue in the neurosurgery and biopsy. In this study, we evaluate crucial parts of the intraoperative ultrasound such as neuronavigation system and registration methods, and attempt to categorize registration methods. As a result, we observed that non-rigid methods in registration process give better results.

Keywords — intraoperative ultrasound, neuronavigation, registration

I. GİRİŞ

Ultrason görüntüleme sistemleri tıpta tanı için yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Ultrasonun, MR ve BT gibi diğer görüntüleme sistemlerine göre bazı avantajları vardır. Bu avantajları düşük maliyet, taşınabilirlik ve gerçek zamanlı görüntü sağlamasıdır [1]. Ultrason, opak madde ve iyonlayıcı ışının kullanılmaması nedeni ile güvenilir görüntüleme sistemleri arasında yer almaktadır [1-2]. Bu avantajların yanısıra, ultrasonun bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Bu dezavantajlar küçük görüş alanı, kemik ve hava/boşluk içeren yapılarda ultrason dalgasının yüksek düzeyde zayıflaması nedeni ile görüntü oluşturulmasının zor olmasıdır [3]. Ultrasonun kullanımı 978-1-5386-0633-9/17/\$31.00 ©2017 IEEE

nörolojide özellikle beyin görüntüleme daha az ilgi görmüştür. Bunun nedeni kafatasının oluşu ve dolayısı ile ultrason dalgasının kemik üzerinden yansımalarıdır. Eğer beyindeki tümör cerrahî müdahale ile alınacaksa, kafatasının bir kısmı geçici olarak açılır [4]. Bu tür ameliyatlarda kafatasında açılan delikten ultrason yardımı ile doğrudan beyni görüntülemek mümkündür.

MR görüntüleme sistemi beyinle ilgili çok iyi anatomik görüntü sağlayıp, beyindeki tümörün konumu ve büyüklüğü ile ilgili net bilgi vermektedir. Beyin cerrahisinde, nörolojik yollar ve yapıların hasar görmemesi için ilk olarak MR yardımı ile tümörün sınırları belirlenir [4]. Ameliyatın başlangıcında MR görüntüsü, tümör ve diğer nörolojik yapıların yerini saptamak için bir rehber olarak kullanılır. Ama ameliyatın ilerleyen zamanlarında ve tümörün alındığı zamanda önceden çekilmiş MR görüntüsü geçerliliğini kaybeder [5]. Bu nedenle ameliyat sırasında gerçek zamanlı bir görüntülemeye ihtiyaç vardır. Ultrason görüntüleme sistemi gerçek zamanlı görüntü sağladığı için MR görüntüsüne ek olarak beyin ameliyatlarında kullanılmaktadır. Kafatasının açılması ve beyin zarının oyulması aynı zamanda beyin kayması (brain shift), kafatası içi basınç, serebrospinal sıvı kaçağı, kafanın konumu ve dokunun kaldırılması ameliyattan önce çekilmiş olan MR görüntüsünün geçerliliğinin kaybolmasına neden olur [6]. Ultrasonun ameliyat sırasında kullanılma nedenlerinden biri her an görüntüyü yenileyebildiği için beyin kaymasından (brain shift) etkilenmemesidir. Bu tür çalışmalarda MR görüntüsü ve hastanın kafası üzerinde bazı işaretler koyarak MR görüntüsü hastanın bulunduğu uzaya aktarılır. Kafatası içi kullanımı için, ultrason transdüserlerinin kranyotomi konumunda küçük bir aralığa sahip olması gerekmektedir. Ayrıca ultrason probu üzerinde konumu algılayabilen



Biyomedikal Görüntü İşleme 3

14 Ekim 2017 - 09.00-10.30 - Salon A

takip ve konumlama sistemi bulunmaktadır. Bu sensörlerin işlevi ultrason görüntüsünü hastanın bulunduğu uzaya dönüştürmektir. Hastanın bulunduğu uzaya aktarılmış olan MR ve ultrason görüntüsünün doğru hizada olmaları gerekmektedir. Bu çalışmanın devamında intraoperatif ultrason için kullanılan takip sistemi ve görüntü çakıştırma teknikleri incelenmiş olup diğer çalışmalarda kullanılan yöntemler ve tekniklerle ilgili kapsamlı bir derleme yapılmıştır.

II. İNTRAOPERATİF ULTRASONDA TAKİP VE KONUMLAMA SİSTEMİ

Intraoperatif ultrasonda cerrahi aletlerin yerlerini ve konumlarını takip etmek için izleme cihazları kullanılır. Bu cihazlar her alet için (Tx, Ty, Tz) koordinatları ve onlara denk olan (Rx, Ry, Rz) açılarını ölçmektedir. Bu işlem aletin yönünü belirler ve saniyede birçok kez bu bilgileri iletir ve böylece aletin hareketinin izlenmesini sağlamaktadır [7]. Günümüzde farklı takip ve konumlama sistemleri bulunmaktadır, ama genel olarak bu sistemler iki grupta değerlendirilmektedir. Bunlar optik ve elektromanyetik takip sistemleridir.

Optik takip sistemleri yüksek doğruluk ve geniş görüş açısına sahip oldukları için daha hızlı benimsenmiştir. Bu sistemlerde hedef kamera üzerinden gözlemlenir. Daha sonra stereo-vizyon prensibine dayalı olarak hedefin konumu yeniden hesaplanır [8]. Hedefin ışın yayınlamasına bağlı olarak iki çeşit optik takip sistemi bulunmaktadır. Bunlar aktif ve pasif kızılötesi olarak tanımlanır. Her iki sistem de klinik incelemelerinde geniş çapta kullanılmaktadır.

Optik sistemlerin görüş alanı ve izlenmesi istenilen aletin arasında bir engelin olmaması gereklidir. Bu işlem her zaman uygun değildir ve vücut içerisindeki takip sistemi engellenmektedir. Bu dezavantaj elektromanyetik takip sisteminin tasarımına yol açmıştır. Bu sistemde doğrusal bir görüşün olması gerekli değildir; kateter ve iğne gibi enstrümanlar ile vücut içinde çok rahat bir şekilde takip edilebilir. Manyetik takip sistemleri darbeli manyetik alanda küçük manyetik alan sensörlerini belirli geometri üzerine yerleştirirler. Diğer taraftan bu sistem etrafta olan metal objelere hassastır. Etrafta olan metal objeler elektromanyetik alanı bozabilir ve doğruluğu azaltabilir.

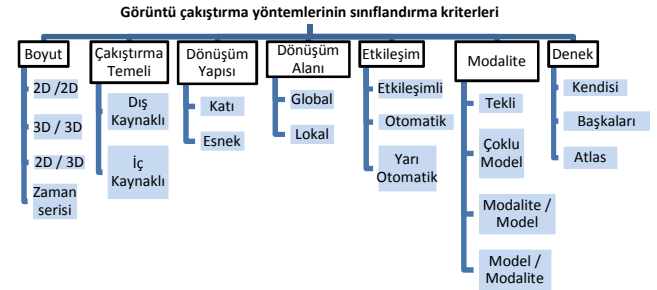
Her iki takip yönteminde de iki farklı kalibrasyon yapılması gerekmektedir. İlk kalibrasyonun nedeni koordinat sisteminin cerrahi aletine bağlı olmasıdır. İkinci kalibrasyon takip sistemine ait koordinat sistemini ameliyattan önce alınan görüntü koordinat sistemine dönüştürür [7-8].

III. İNTRAOPERATİF ULTRASONDA GÖRÜNTÜ BİRLEŞTİRME VE ÇAKIŞTIRMA YAKLAŞIMLARI

Çalışmanın başında bahsedildiği üzere intra-operatif ultrasonda önemli olan MR görüntüsünü bir harita olarak

kullanmak ve elde edilmiş bu iki görüntüyü birleştirmektir. Görüntü birleştirme işlemi, iki veya daha fazla görüntüde bilgilerin birleştirilmesi ve tek bir görüntü elde etme işlemi olarak tanımlanır. Görüntü birleştirme işlemi farklı aşamalardan oluşmaktadır. Bu aşamalar [9-10]'da görüntü çakıştırma, öznelik çıkarımı, karar etiketleme (decision labeling), anlamsal eşitlilik, radyometrik kalibrasyon ve görüntü birleştirme olarak tanımlanmıştır.

Görüntü çakıştırmak için farklı metotlar geliştirilmiştir. Bu metotları bazı kriterlere göre sınıflandırmak mümkündür [11]. Bunlar Şekil 1'de gösterildiği gibi Boyut, Çakıştırma Temeli, Dönüşüm Yapısı, Dönüşüm Alanı, Etkileşim, Modalite ve Denek.



Şekil 1. Görüntü çakıştırma yöntemlerinin sınıflandırma kriterleri [9, 11]

Görüntü çakıştırma ve birleştirme arasında bazı farklar bulunmaktadır. Bu farkları tanımlamak istersek görüntü çakıştırma iki görüntünün özelliklerini kullanarak suretiyle onları haritalamaktır. Genelde bu süreç, benzerlikleri maksimum yapmaya çalışan optimizasyon problemi olarak değerlendirilir. Görüntü birleştirmenin amacı en son elde edilen görüntünün kalitesini ve sunulan bilginin artırılmasıdır.

Görüntü işleme düzeyine bağlı olarak görüntü birleştirme teknikleri farklı kategorilere ayrılabilir [9]. Bunlar Piksel birleştirme yöntemleri, Altuzay yöntemi, Çok ölçekli yöntemler, Topluluk öğrenme teknikleri, Eş zamanlı gerçeklik ve performans seviyesi tahmini olarak tanımlanır. Piksel birleştirme yöntemi en basit olan ve yaygın olarak kullanılan yöntemdir. Bu yöntem kaynak görüntünün pikselleri üzerinde işlem yapar ve asıl görüntünün bilgilerini korur. Altuzay yöntemi istatistiksel yöntemlerden oluşmaktadır ve giriş görüntülerinin arasındaki korelasyonu kaldırır. Başka bir deyişle çok boyutlu giriş görüntüsünün daha az boyut veya altuzaya sahip olan görüntüye izdüşümü alınır. Çok ölçekli yöntemler çoklu çözünürlük analiz yöntemi olarak da tanımlanabilir. Bu yöntem aslında dönüşüm tekniklerinin toplamıdır ve her bir giriş görüntüsünü çok ölçekli olarak tanımlayabilir. Topluluk öğrenme tekniklerinin amacı, zayıf öngörücüleri veya sınıflandırıcıları birleştirerek doğru bir tanımlayıcı veya sınıflandırıcı oluşturmayı amaçlar. Eş zamanlı gerçeklik yöntemi maksimum



Biyomedikal Görüntü İşleme 3

14 Ekim 2017 - 09.00-10.30 - Salon A

beklenti algoritmasını kullanarak çok sayıda bölünmüş görüntüyü birleştirmeye çalışır.

IV. İNTRAOPERATİF ULTRASONDA GÖRÜNTÜ ÇAKIŞTIRMA ÇALIŞMALARI

İntraoperatif ultrasonda görüntü çakıştırma ve birleştirme işlemi MR görüntüsü ile yapılmaktadır. Bu bölümde farklı çalışmalarda kullanılan yöntemler ve elde edilen sonuçlar ele alınmış olup Şekil 1'de verilmiş olan kriterlere göre sınıflandırma yapılmıştır.

Maria Marcella ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada [12] sanal takip kullanımı ile birlikte MR ve ultrason görüntüleri çakıştırılmıştır. Çakıştırma işlemine yardımcı olan iki farklı ölçüm işaretinin kullanımı önerilmiştir. Önerdikleri yöntem sonucunda daha derinde olan beyin damarları incelenebilmiştir, MR görüntüsü ile birleştirme sonucu beyinde olan damarların anatomik konumları ile ilgili iyi bir bilgi sağlanmıştır. Diğer bir çalışmada [13], korelasyon oranına dayalı olan yeni bir yöntem önerilmiş; bu yöntemde mekansal korelasyon oranı değerleri küçük parçalar halinde hesaplanmıştır. Çalışmanın sonucunda önerilen yöntem TRE (Target Registration Error) hatasını girişte azaltmış olup tek CPU'da işlem süresi 30 saniye olarak gözlemlenmiştir. Diğer bir çalışmada ise [14] kullanılan 3 boyutlu transdüser manyetik takip sistemi ile çalıştığı zaman ortaya çıkan bozulmayı çözmek için 3 boyutlu ultrason ve optik takip sistemi beraber kullanılmıştır. Çalışmanın sonucunda biyopsi iğnesinin yerleşiminde iyi bir doğruluk elde edilmiştir.

Fang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada [15], farklı modelde olan görüntülerin gerçek zamanlı çakıştırma probleminde çözüm bulmak amacı ile 3 boyutlu ultrason probu ile preoperatif görüntü alınmıştır. Daha sonra 3 boyutlu ultrason görüntüsü ile iki aşamada çakıştırma yapılmıştır. Birinci aşamada 2 boyutlu intraoperatif ultrason görüntüsü ile ve daha sonra preoperatif ultrason görüntüsü ile çakıştırma işlemi yapılmıştır. Diğer bir çalışmada ise [16] manyetik takip sistemi kullanarak torakal aort stent greft yerleştirmeye çalışılmıştır. Bu çalışmada çakıştırma yöntemi ölçüm işaretine dayanmaktadır. Çalışmanın sonucunda bu yöntemin klinik uygulamalar için uygun olduğu belirtilmiştir. Başka bir çalışmada [17] çakıştırma sırasında takip sisteminden kaynaklanan hatayı düzeltmek ve ameliyat sırasında serebral yapıda oluşan deformasyonu düzeltmek için katı ve esnek çakıştırma yöntemi 4 hastadan alınmış olan veri üzerinde değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda katı yöntemden daha iyi sonuç alındığı gözlemlenmiştir. Biyopsi iğnesini karaciğere yerleştirmek amacı ile yapılan çalışmada [18] manyetik takip sistemi ve katı yöntem kullanılmıştır. Bu çalışmada karaciğerin sınırları ultrason görüntüsü ile elde edilmeye çalışılmıştır. Çakıştırma algoritması olarak ağırlıklı ICP (Iterative Closest Point) kullanılmıştır.

Troy ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada [19] ameliyat sırasında Da Vinci enstrümanı kullanarak otomatik yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemde çakıştırmak için doku üzerinde işaretli noktalar kullanılmıştır. Bu yöntemin çakıştırma sürecinin azalmasına neden olduğu beyan edilmiştir. Diğer bir çalışmada ise [20] ekogenik özellikler yardımı ile ve curvelate dayalı olan bir çakıştırma yapılmıştır ve çalışmanın sonucu olarak bu yöntemin klinik uygulamalar için uygun olduğu belirtilmiştir. Diğer bir çalışmada [21] esnek simetrik çakıştırma yöntemi önerilmiştir. Bu çalışmanın amacı, önce ve sonra elde edilen görüntünün iyi bir şekilde hizalanmasıdır. Bu işlem için Düzenli Maliyet fonksiyonu en aza indirgenmiş olur. Çalışmanın sonucunda önerilen yöntem yardımı ile önce ve sonra elde edilen görüntünün hizalanmasının kalitesinde belirgin bir şekilde artış olduğu gösterilmiştir.

Değerlendirilmiş olan son çalışmada [22] ekogenik özellikler göz önünde bulundurularak yeni bir hibrit yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntem Özellik temeli ve Yoğunluk temeli olan bir yaklaşımdır ve klinik uygulamalara uygun olduğu gösterilmektedir. İncelenmiş olan çalışmaların özellikleri Tablo 1'de kategorik olarak özetlenmiştir.

Takip sistemi	Çakıştırma yöntemi	Kategorisi	Hesaplanan hata ve sonuç
Sanal takip ölçüm işareti ile ve yüz işareti	Yarı otomatik, nokta bazlı	Katı çakıştırma / çakıştırma temeli: iç kaynak	TRE =0.5 cm
-----	PaTch tabanlı	Esnek çakıştırma / Çakıştırma temeli: iç kaynak-voksel	TRE =2.9mm
Optik takip sistemi	Yarı otomatik 2D/3D	Boyut	RMS= 3.2±2.4 mm
Optik takip sistemi	2D/ 3D	Boyut	Yeniden yapılanma=2.61 mm
Manyetik takip sistemi (ölçüm işareti)	Katı ölçüm işareti dönüşümü	Katı çakıştırma / Çakıştırma temeli: iç kaynak / ölçüm işareti	FRE=2.5±0.32 TRE=4.2±0.78
Optik takip sistemi	Katı & Esnek	Dönüşüm yapısı (Katı & Esnek)	MED=3mm
-----	Katı (önerilen) Model tabanlı	Katı çakıştırma / Çakıştırma temeli: iç kaynak / bölütleme	LRE=3.7±0.69 mm
Stereo kamera	Otomatik katı ve manual ölçüm işareti	Dönüşüm yapısı: katı çakıştırma / Çakıştırma temeli: iç kaynak / bölütleme	AED=0.95±0.3 FRE= 8 mm
-----	Curvelate	Dönüşüm yapısı (Esnek)	AED=1.87 mm
-----	Esnek simetrik	Dönüşüm yapısı (Esnek)	TRE=1.5mm
-----	Hibrit yöntem	Çakıştırma temeli : iç kaynak /hibrit	ED=1.45mm, FRE=1.94mm

Tablo 1: İntraoperatif ultrasonda görüntü çakıştırma çalışmalarının özeti [12-22]



Biyomedikal Görüntü İşleme 3

14 Ekim 2017 - 09.00-10.30 - Salon A

V. SONUÇLAR

Tablo 1'de, çalışmaların özellikleri özet halinde verilmiştir. Kullanılan yöntemler Şekil 1'de verilmiş olan kriterlere göre kategorize edilmiştir. Tabloya baktığımız zaman kullanılan tüm yöntemler Dönüşüm Yapısında bulunan iki sınıftan biri yani katı veya esnek sınıfına aittir. Bunun yanı sıra başka sınıflarda da değerlendirmek mümkündür. Dönüşüm Yapısından sonra bir çoğunda bulunan diğer bir sınıf Çakıştırma Temelidir ve en az kullanılan sınıf Boyut sınıfıdır. Burada sınıflandırmada göz önünde bulundurulmuş değerler Referans işaretinin (Fiducial Landmark) olup olmadığıdır. Diğer bir dikkat edilen konu eğer iki boyutlu veya üç boyutlu bir dönüşüm yapılıyor ise katı yöntemde çakıştırma sırasında kaynak ve hedef görüntüsünün (her ikisi de girişte kullanılır) yüzeyi çıkartılmış olur.

Elde edilmiş olan hatalar ve sınıflandırmalara baktığımızda esnek yöntemlerden daha iyi sonuç elde edilmiştir. Ama esnek yöntemler günümüzde kullanılmasına rağmen üzerinde daha çok çalışmaya ve araştırmaya ihtiyaç vardır. Bunun nedeni işlem sırasında bu yöntemin düzleştirme ve yüksek özgürlük derecesine ihtiyacı olmasıdır.

KAYNAKÇA

- [1] Szabo, T. L. (2004). Diagnostic ultrasound imaging: inside out. Academic Press.
- [2] Narouze, S. N. (Ed.). (2010). Atlas of ultrasound-guided procedures in interventional pain management. Springer Science & Business Media.
- [3] Goldstein, A., & Powis, R. L. (1998). Medical ultrasonic diagnostics. Physical Acoustics.
- [4] Prada, F., Solbiati, L., Martegani, A., DiMeco, F., & B-mode, F. S. (2016). Intraoperative Ultrasound (IOUS) in Neurosurgery. Springer.
- [5] Zhou, H., Miller, D., Schulte, D. M., Benes, L., Bozinov, O., Sure, U., & Bertalanffy, H. (2011). Intraoperative ultrasound assistance in treatment of intradural spinal tumours. Clinical neurology and neurosurgery, 113(7), 531-537.
- [6] Prada, F., Vetrano, I. G., Filippini, A., Del Bene, M., Perin, A., Casali, C., ... & DiMeco, F. (2014). Intraoperative ultrasound in spinal tumor surgery. Journal of ultrasound, 17(3), 195-202.
- [7] Luo, Z., Cai, J., Wang, S., Zhao, Q., Peters, T. M., & Gu, L. (2013). Magnetic navigation for thoracic aortic stent-graft deployment using ultrasound image guidance. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 60(3), 862-871.
- [8] Chen, X., Bao, N., Li, J., & Kang, Y. (2012, June). A review of surgery navigation system based on ultrasound guidance. In Information and Automation (ICIA), 2012 International Conference on (pp. 882-886). IEEE.
- [9] El-Gamal, F. E. Z. A., Elmogy, M., & Atwan, A. (2016). Current trends in medical image registration and fusion. Egyptian Informatics Journal, 17(1), 99-124.
- [10] Mitchell, H., Image fusion. Berlin: Springer; 2010.
- [11] Mani, V. R. S., Rivazhagan, S. (2013). Survey of medical image registration. Journal of Biomedical Engineering and Technology, 1(2), 8-25.
- [12] Laganà, M. M., Preti, M. G., Forzoni, L., D'Onofrio, S., De Beni, S., Barberio, A., ... & Baselli, G. (2013). Transcranial ultrasound and magnetic resonance image fusion with virtual navigator. IEEE Transactions on Multimedia, 15(5), 1039-1048.
- [13] Rivaz, H., Chen, S. J. S., & Collins, D. L. (2015). Automatic deformable MR-ultrasound registration for image-guided neurosurgery. IEEE Transactions on Medical Imaging, 34(2), 366-380.
- [14] Hu, Y., Kasivisvanathan, V., Simmons, L. A., Clarkson, M. J., Thompson, S. A., Shah, T. T., ... & Moore, C. M. (2017). Development and Phantom Validation of a 3-D-Ultrasound-Guided System for Targeting MRI-Visible Lesions During Transrectal Prostate Biopsy. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 64(4), 946-958.
- [15] Chen, F., Liao, R., & Liao, H. (2015). Fast registration of intraoperative ultrasound and preoperative MR images based on calibrations of 2D and 3D ultrasound probes. In World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, June 7-12, 2015, Toronto, Canada (pp. 220-223). Springer, Cham.
- [16] Luo, Z., Cai, J., Wang, S., Zhao, Q., Peters, T. M., & Gu, L. (2013). Magnetic navigation for thoracic aortic stent-graft deployment using ultrasound image guidance. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 60(3), 862-871.
- [17] Coupé, P., Hellier, P., Morandi, X., & Barillot, C. (2010, April). Intraoperative ultrasonography for the correction of brainshift based on the matching of hyperechogenic structures. In Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2010 IEEE International Symposium on (pp. 1405-1408). IEEE.
- [18] Kadoury, S., Zagorchev, L., Wood, B. J., Venkatesan, A., Weese, J., Jago, J., & Kruecker, J. (2012, May). A model-based registration approach of preoperative MRI with 3D ultrasound of the liver for Interventional guidance procedures. In Biomedical Imaging (ISBI), 2012 9th IEEE International Symposium on (pp. 952-955). IEEE.
- [19] Adebar, T. K., Mohareri, O., & Salcudean, S. E. (2012, June). Instrument-based calibration and remote control of intraoperative ultrasound for robot-assisted surgery. In Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on (pp. 38-43). IEEE.
- [20] Farnia, P., Makkiabadi, B., Ahmadian, A., & Alirezaie, J. (2016, August). Curvelet based residual complexity objective function for non-rigid registration of pre-operative MRI with intra-operative ultrasound images. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2016 IEEE 38th Annual International Conference of the (pp. 1167-1170). IEEE.
- [21] Zhou, H., & Rivaz, H. (2015, August). Robust deformable registration of pre-and post-resection ultrasound volumes for visualization of residual tumor in neurosurgery. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2015 37th Annual International Conference of the IEEE (pp. 141-144). IEEE.
- [22] Farnia, P., Ahmadian, A., Shabanian, T., Serej, N. D., & Alirezaie, J. (2014, August). A hybrid method for non-rigid registration of intra-operative ultrasound images with pre-operative MR images. In Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2014 36th Annual International Conference of the IEEE (pp. 5562-5565). IEEE.