

**Manyetik rezonans görüntüleme (MRG) sistemiyle uyumlu,
programlanabilir akım kaynağı geliştirilmesi**

Proje No: 113E301

Prof.Dr. Behçet M. Eyüboğlu

Ağustos 2014
ANKARA

Önsöz

Bu projenin amacı, araştırma gurubumuzun Manyetik Rezonans Akım Yoğunluğu Görüntülemesi (MRAYG) ve Manyetik Rezonans Elektriksel Empedans Tomografisi (MREET) alanında sürdürdüğü araştırma çalışmalarında kullanılmak üzere, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) sistemleri ile uyumlu çalışabilecek bir akım kaynağının gerçekleştirilmesidir. Bu akım kaynağının geliştirilmesiyle, MRAYG ve MREET tekniklerini yüksek alan şiddetli MRG sistemlerinde gerçekleyebilir duruma gelinmiştir. İşaret gürültü oranında (İGO) elde edilen iyileşme ile teknolojinin canlı organizmaya uygulanabilirliği yönünde aşama kaydedilmesi olanağı elde edilmiştir.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
TABLO LİSTESİ.....	iv
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
KISALTMALAR.....	vi
ÖZ.....	vii
ABSTRACT.....	viii
1.GİRİŞ.....	1
1.1 Görüntüleme	1 İletkenlik
2.YÖNTEM.....	2
2.1 Akım Kaynağı Yapısının Blok Şeması.....	2
2.2 DA Kaynak ve DA Regülatör	3
2.3 Mikro Denetleyici Birimi.....	4
2.4 Sayısal-Analog Çevirici.....	6
2.5 Yarı İletken Röle Sürücüsü.....	7
2.6 Yükseltici DA-DA Çevirici.....	8
2.6.1 Yükseltici DA-DA Denetleyicisi.....	10

2.7	Akım	Sürücülü	V-A
Çevirici.....		12	
2.8	Optik		Tetikleme
Sistemi.....		14	
3.			
SONUÇLAR.....			
.....		17	
4.			
KAYNAKLAR.....			
.....		22	

TABLO LİSTESİ

TABLolar

Tablo 1. Farklı dirençli yükler için çıkış akımı genlik ölçümü.....19

Tablo 2. 1kOhm dirençli yük için çıkış akımının darbe-genişliği.....20

ŞEKİL LİSTESİ

ŞEKİLLER

Şekil 1:	Tüm sistemin blok şeması	2
Şekil 2:	DC kaynak ve voltaj regülasyonu şema diyagramı	4
Şekil 3:	Bir tekrar için MDB akış diyagramı	6
Şekil 4:	Tipik SAÇ uygulama devresinin şematik diyagramı	7

Şekil 5: YİR sürücü devresi şematik diyagramı	8
Şekil 6: Yükseltici DA-DA çeviricisi şematik diyagramı.....	9
Şekil 7: Devamlı iletim modundaki indüktörün voltaj dalga formu.....	9
Şekil 8: Yükseltici DA-DA çevirici kontrol akış şeması.....	11
Şekil 9: Akım sürücü topolojili V-A çeviricisinin şematik diyagramı.....	13
Şekil 10: Birim kazançlı yükselticinin şematik diyagramı.....	14
Şekil 11. Uygulanan akımın zamanlama diyagramı.....	15
Şekil 12. Optik tetikleme sinyalinin elektriksel sinyale dönüştürümü devre şeması	15
Şekil 13. MDB ve devre fotoğrafları: (a) MDB, (b) DC regülatör, (c) sayısal analog dönüştürücü ve YİR sürücü, (d) DC-DC çevirici yükseltici ve akım yönlendirmeli voltaj-akım dönüştürücüsü.....	18
Şekil 14. Tasarlanmış GKA katmanları: (a) katman 1, (b) katman 2, (c) katman 3	18
Şekil 15. Cihazlaştırılmış akım kaynağı	19
Şekil16. $\Delta t_2 = 100\text{ms}$ ve $\Delta t_4 = 50\text{ms}$ iken 50mA-DC çıkış akımı 1kOhmluk yüke enjekte edildiği durumdaki salınım eğrisi	21
Şekil 17. $\Delta t_2 = 100\text{ms}$ ve $\Delta t_4 = 50\text{ms}$ iken 50mA-50Hz çıkış akımı 1kOhmluk yüke enjekte edildiği durumdaki salınım eğrisi	21

KISALTMALAR

MRAYG	Manyetik Rezonans Akım Yoğunluğu Görüntülemesi
EET	Elektriksel Empedans Tomografisi
MREET	Manyetik Rezonans Elektriksel Empedans Tomografisi
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
SAÇ (DAC)	Sayısal-Analog Çevirici (Digital-Analog Converter)
YİR (SSR)	Yarı İletken Röle (Slid State Relay)
MDB	Mikro Denetleyici Birimi
DA	Doğru Akım
V-A çevirici	Voltaj-Akım çevirici
MMK	Mikromedyaya Kartı

ÖZET

Manyetik Rezonans Elektriksel Empedans Tomografisi (MREET) tekniği, Manyetik Rezonans Akım Yoğunluğu Görüntülemesi (MRAYG) (Scoot ve diğerleri, 1991) ölçümlerinden elde edilen manyetik akı yoğunluğu ya da elektrik akım yoğunluğu bilgisinin, Elektriksel Empedans Tomografisi (EET) (Eyüboğu, 2006a) ölçümlerinden elde edilen yüzey gerilim bilgisi ile birleştirilmesi sonucunda, yüksek uzamsal çözünürlüğe ve nicel doğruluğa sahip öziletkenlik görüntülerinin elde edilmesi amacıyla geliştirilmiştir (Eyüboğu, 2006b). Bu yöntem, görüntülenecek ortama yankı fırıl (spin echo) darbe dizini (pulse sequence) ile senkron bir şekilde elektrik akımı uygulanmasını gerektirmektedir. Konvansiyonel MRG sistemlerinde bu amaca yönelik, MRG darbe dizini ile senkron şekilde programlanarak çalışabilen, bir akım kaynağı bulunmamaktadır. Bu projenin amacı, araştırma gurubumuzun MRAYG ve MREET alanında sürdürdüğu araştırma çalışmalarında kullanılmak üzere, 3 Tesla Siemens Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) sistemleri ile uyumlu olarak çalışabilecek bir akım kaynağının tasarımı ve gerçekleştirilmesidir. Bu akım kaynağının geliştirilmesi ile, şimdiye kadar düşük alan şiddetinde (0.15 Tesla) MRG sistemleri kullanarak geliştirdiğimiz ve öncüleri arasında yeraldığımız MRAYG ve MREET tekniklerini yüksek alan şiddetli MRG sistemlerinde gerçekeleyebilir duruma gelmemiz mümkün olmuştur. Bu sayede işaret gürültü oranında (İGO) elde edilen iyileşme ile teknolojinin canlı organizmaya uygulanabilirliği yönünde aşama kaydedilmesi olanağı elde edilmiştir.

Bu projede, Ulusal Manyetik Rezonans Araştırma Merkezinde (UMRAM) sürdürdüğümüz yüksek alan şiddetindeki MREET araştırma çalışmalarımız için UMRAM 3 Tesla MRG sistemi ile uyumlu bir akım kaynağı tasarlanmıştır. Bu akım kaynağı MR tarayıcısı ile uyumlu çalışabilmesi, tarayıcı yazılımı aracılığıyla MRG sistemi tarafından kontrol edilebilir olması, yükten bağımsız olarak gömülü yazılımı ile programlanabilir çift yönlü ve yüksek genlikte akım verebilmesi özellikleri ile özgün bir tasarım içermektedir.

Anahtar Kelimeler: Manyetik rezonans elektriksel empedans tomografisi, empedans, iletkenlik, manyetik rezonans, görüntüleme

ABSTRACT

Following the development of Magnetic Resonance Current Density Imaging (MRCDI) technique (Scott et al 1991), combining magnetic flux or current density measurements of MRCDI and a potential measurement of Electrical Impedance Tomography (EIT) (Eyüboğlu 2006a), Magnetic Resonance Electrical Impedance Tomography (MREIT) has been developed to obtain accurate conductivity images with high spatial resolution (Eyüboğlu 2006b). In this technique, an electric current is applied to the media to be imaged in synchrony with a spin echo pulse sequence. A controllable current source to serve this purpose does not exist in conventional MR systems.

The aim of this project is to design and manufacture a current source, which is compatible with 3 Tesla Siemens Magnetic Resonance Imaging (MRI) system, to be used in MRCDI and MREIT research of our group. By designing this current source we will be able to develop our previous researches in the field of MREIT and MRCDI techniques, using a high intensity MRI system compared to previous one which was operated with 0.15 Tesla. Using this MRI system and due to the resulting improvements in the SNR ratio it will be possible to apply this technology to living organs.

In this project, a current source will be designed to carry on our research in the field of MREIT by using 3 tesla MRI system at Ulusal Manyetik Rezonans Araştırma Merkezi (UMRAM). This MR compatible current source have novel properties such as generating controllable, high amplitude, bipolar current which is independent of load.

Keywords: Magnetic resonance electrical impedance tomography, impedance, conductivity, magnetic resonance, imaging

GİRİŞ

1.1 İletkenlik Görüntüleme

Biyolojik dokuların elektriksel özellikleri farklı doku türlerine göre farklılık gösterir ve dokuların fizyolojik ve patolojik durumlarına büyük oranda bağlıdır (Morucci ve Riguid, 1996). Bundan dolayı, biyolojik dokuların elektriksel özelliklerinin görüntülenmesi önemli tanısal bilgi sağlayabilir. Örneğin, bir tümör dokusunun elektriksel iletkenlik ve yalıtkan sabiti, sağlıklı dokununkilerden büyük oranda farklılık gösterir, bu nedenle iletkenlik görüntüleri tümör dokusunu ayırt etmekte kullanılabilir (Fear ve diğerleri, 2002). Bunun yanı sıra, iletkenlik değişiminin sinirsel aktiviteye bağlı olduğu iyi bilinmektedir. Böylece, iletkenlik görüntülemesi sinirsel haritalama için olası bir yöntem olabilir. Ayrıca, akım yoğunluğu dağılımı bilgisi, elektriksel uyarı elektro-cerrahi, defibrilasyon ve kalp ritmi düzenleyen aletlerin araştırma ve geliştirmesi için kullanışlıdır (Kim ve diğerleri, 1986). Manyetik rezonans akım yoğunluğu görüntüleme (MRAYG) tekniği elektrik akım yoğunluğu dağılımını görüntülemek üzere geliştirilmiş bir görüntüleme yöntemidir. MRAYG elektriksel iletkenlik dağılımı görüntülemesi için geliştirilen manyetik rezonans elektriksel empedans tomografisi (MREET) yönteminin temelini oluşturmaktadır.

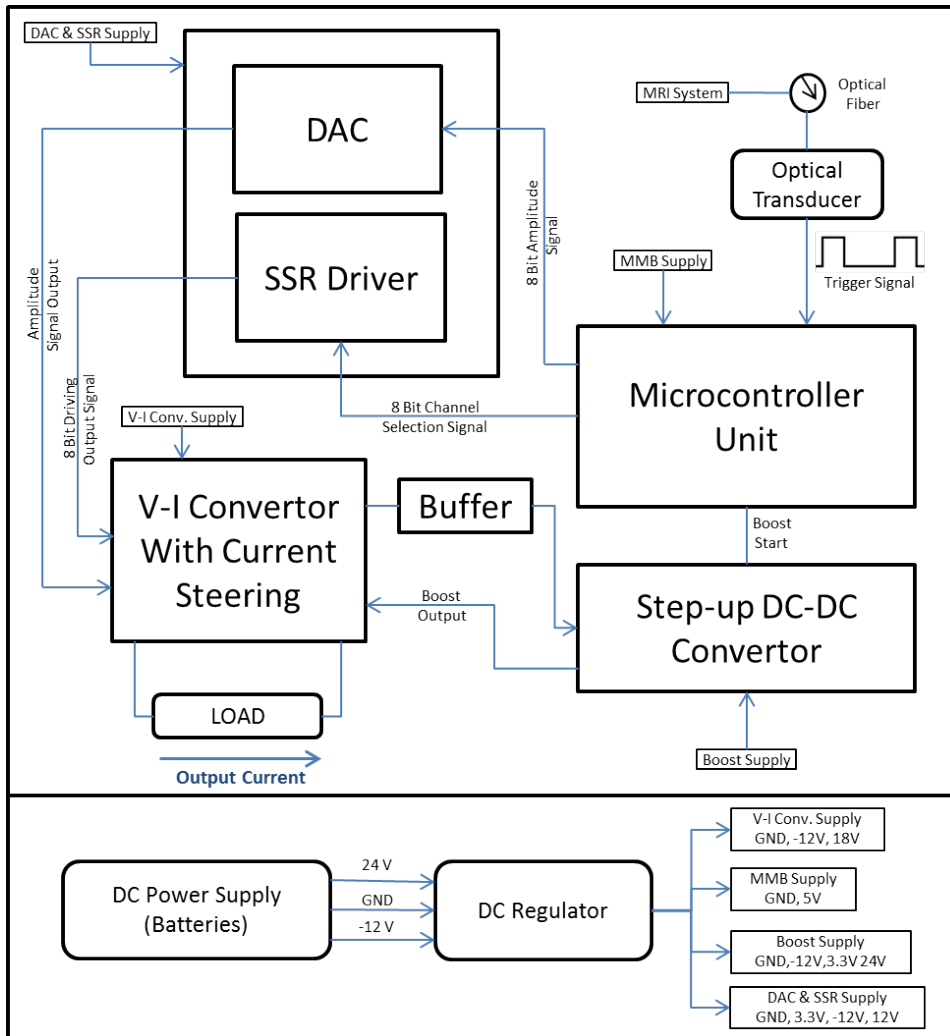
MRAYG ve MREET yöntemlerinde, görüntülenmek istenen iletken ortama dışarıdan akım uygulanması için MRG darbe dizisiyle eşzamanlı bir şekilde çalışan bir sabit akım kaynağı ile yapılmaktadır. Dışarıdan uygulanan akım sonucunda MR eko sinyalinde oluşan faz birikimi, uygulanan akımın genliği, darbe genişliğiyle doğrusal olarak bağlantılıdır. Ayrıca, dışarıdan uygulanan akımın genliğinin ve darbe genişliğinin tam bilgisi akım yoğunluğu dağılımını belirlemek için gereklidir. Bu amaçla programlanabilir akım kaynağı tasarlanmış ve uygulamaya koyulmuştur.

YÖNTEM

2.1 Akım Kaynağı Yapısının Blok Şeması

Programlanabilir akım kaynağının tüm sistemi farklı alt bloklara bölünebilir, bunlar Şekil 1'de gösterilen Sayısal Analog Çevirici (SAÇ), Yarı İletken Röle (YİR) sürücü, optik dönüştürücü, akım sürücülü V-A çevirici, Mikro Denetleyici Birimi (MDB), yükseltici DA-DA çevirici ve DA regülatörlü güç kaynağıdır.

Sistem 24V, -12V pillerle beslenmiştir. Dört ana sistem DA regülatörle beslenmiştir.



Şekil 1. Tüm sistemin blok şeması (Göksu, 2014)

Sistem açıldıktan sonra, MDB'deki Grafiksel Kullanıcı Arabirimi (GKA) başlar ve çıkış akımının genlik frekans, darbe genişliği seçilir. Çıkış akımı parametrelerine göre, MDB iki adet 8-bit sayısal sinyal ve başlangıç darbesi oluşturur. Çıkış akımının istenen genliği 8-bit sayısal sinyale çevrilir ve paralel SAÇ birimine gönderilir. Bunun yanı sıra, seçilen kanala göre, 8-bit kanal seçilme bilgisi yaratılır ve kaynak ve gider (sink) kanallarını aktive etmek için YİR sürücüyeye gönderilir. Aynı zamanda, başlama sinyali oluşturulur ve yükseltici DA-DA çeviricisine gerekli yüksek çıkış voltajı üretmek için YİR sürücüsüne gönderilir.

SAÇ, 8-bit sayısal genlik sinyalini, analog genlik sinyaline çevirir. YİR sürücüsü 8-bit sayısal kanal seçme sinyaline göre, 8-bit kanal aktivasyon sinyali oluşturur ve V-A çeviriciye gönderir. Aynı zamanda, yükseltici DA-DA çeviricisi başlama sinyalini algıladığında, yükseltici DA-DA çeviricisi çıkış voltajını artırmaya başlar. Kısa bir periyot için, iki yapay kanal, en küçük istenen çıkış akım seviyesi için istenen çıkış voltajını algılamak için devamlı aktif kalır. En küçük yükseltici DA-DA çevirici çıkış voltajına ulaştığında, V-A çevirici yükseltici DA-DA çeviricisine birim kazançlı kuvvetlendiriciyle geri besleme gönderir. Geri besleme sinyali yükseltici DA-DA çevirici tarafından algılanır algılanmaz, çıkış gerilimini bütün işleyiş boyunca dengeye getirir. Bundan sonra, tüm kanallar MDB tarafından kapatılır ve tetik sinyalleri aktivasyon için beklenir.

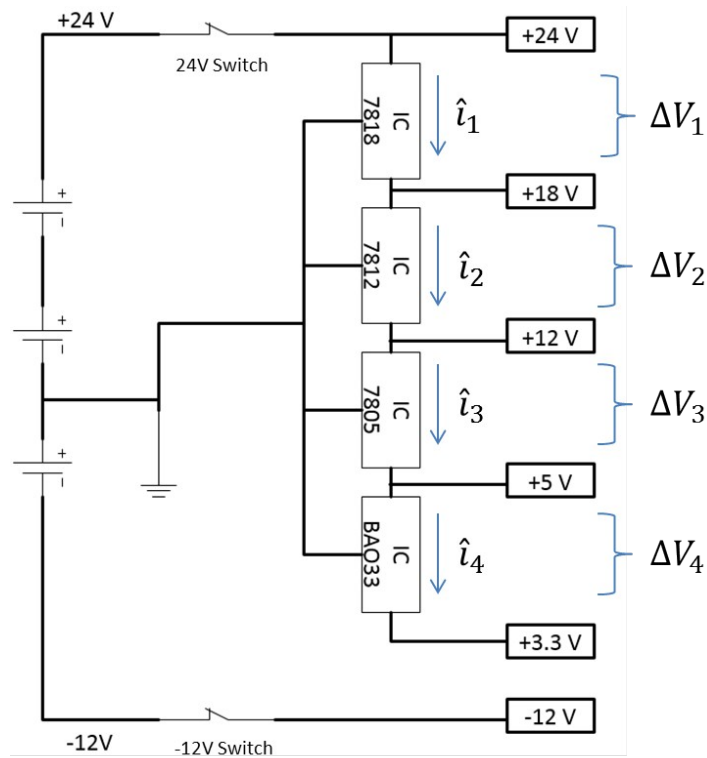
Sistem MRG darbe dizisiyle eşzamanlı çalışırken, MRG sistemi her bir 90° ve 180° RF darbeleri için fiber optik iletim ile optik tetikleyici gönderir. Bu optik tetikleyici optik çevirici tarafından 3.3V elektriksel tetikleyici sinyale çevrilir ve akım darbeleri yaratmak için MDB'ye gönderilir. Her bir tetikleyici MDB tarafından algılandığında, seçilmiş kaynak ve gider kanalları seçilen süre boyunca aktive edilir ve akım yüke uygulanır. 180° darbe tetikleyici algılandıktan sonra, kaynak ve gider kanalları değiştirilir, böylece akım yönünü ters çevirerek iki kutuplu akım darbesi elde edilir.

2.2 DA Kaynak ve DA Regülatör

Piller ve voltaj regülasyon devrelerinden oluşan DA kaynak Şekil 2 de gösterilmiştir. Regülatörlerin soğutulması verimli operasyon için gereklidir. Regülatörlerin ısı üretimi (1) de verilen birbirinden ayrı regülatörlerin güç tüketimiyle büyük oranda bağlıdır.

$$P_i = \Delta V_i * i_i \quad (1)$$

Her regülatörün güç tüketimi en düşük derecede tutuldu ve LM7818 (18V), LM7812 (12V), LM7805 (5V) ve BA033T (3.3V) kullanıldı. Tüm ürünler ısı aşımı akım korumasına sahiptir, bu nedenle entegre devreler soğutucularla soğutulmaktadır (Fairchild Semiconductor, 2001).



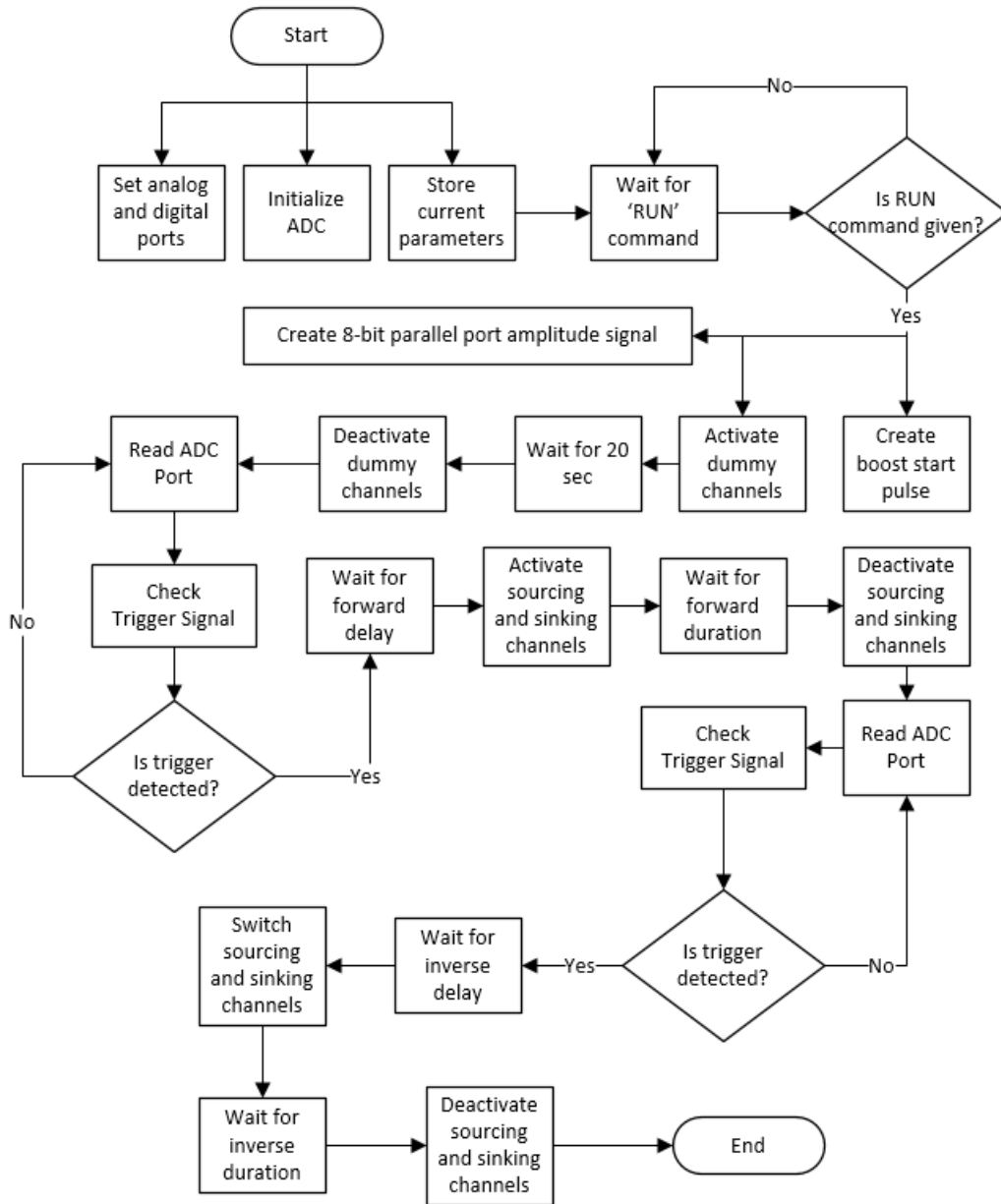
Şekil 2. DC kaynak ve voltaj regülasyonu şema diyagramı (Göksu, 2014)

2.3 Mikro Denetleyici Birimi

Ana bloklar SAÇ, YİR sürücü, akım sürücülü V-A çevirici, yükseltici DA-DA çevirici MDB tarafından yönetilir. Tüm sistemde dsPIC33 mikromedy kartı (dsPIC33 için MMK) MDB olarak kullanıldı. dsPIC33 için MMK TFT 320x240 dokunmatik ekranlı, USB bağlayıcı ve önceden programlı UART bootloaderlı bir geliştirici sistemdir. Bu yoğun sistem 16-bit dsPIC33FJ256GP710A ailesinden bir mikro denetleyicidir (MikroElektronika, 2013).

MDB elektriksel tetikleyici sinyali algılamak, 8-bit paralel port çıkış akımı verisi yaratmak, 8-bit kaynak ve gider kanal seçimi verisi yaratmak ve yükseltici DA-DA çevirici başlangıç sinyalini yaratmak için kullanıldı. dsPIC33 için MMK aynı zamanda kullanıcı dostu GKA sağlar. Bu yolla çıkış akımı darbesinin genlik, frekans ve dalga genişliği bilgileri belirlenir. MDB yazılımın akış diyagramı bir döngü için Şekil 3 te gösterilmiştir.

Şekil 3 te gösterildiği üzere, öncelikle MDB analog ve sayısal portları belirler, girilmiş akım parametrelerini kaydeder ve analogdan sayısal portlarını belirler. 'RUN' komutu verildiğinde, 8-bit paralel port sayısal genlik sinyali kayıtlı genliğe göre yaratılır, artırma başlangıç darbesi yaratılır ve iki rastgele seçilmiş kanal 20 saniye boyunca aktive edilir. Bu prosedür minimum gerekli çıkış voltajını bulmak içindir. Bu 20 saniyelik periyottan sonra, rastgele seçilmiş kanallar kapatılır ve elektriksel tetikleyici sinyali devamlı kontrol edilmeye başlanır. Tetikleyici algılandığında, kanallar 90° darbesinden sonraki gecikme zamanı olan ileri gecikme zamanı boyunca kapalı kalır. Sonra kaynak ve gider kanalları çıkış akımının pozitif (+) döngüsünün darbe genişliği kadar olan ileri bekleme zamanı kadar açık kalır. Bundan sonra kaynak ve gider kanalları kapatılır ve ikinci tetikleme sinyali beklenmeye başlanır. İkinci tetikleme sinyali geldiğinde, kaynak ve gider kanalları değiştirilir. Kanallar 180 darbesinden sonraki gecikme zamanı olan ters gecikme zamanı kadar kapalı kalır. Sonra kaynak ve gider kanalları çıkış akımının negatif (-) döngüsünün darbe genişliği kadar olan ters bekleme süresi kadar kapalı kalır. Bundan dolayı, iki kutuplu akım dalga formu bir tekrar için elde edilir. Bu prosedür bütün tekrarlar için tetikleyici darbeler sönümlenene kadar devam eder.



Şekil 3. Bir tekrar için MDB akış diagramı (Göksu, 2014)

2.4 Sayısal-Analog Çevirici

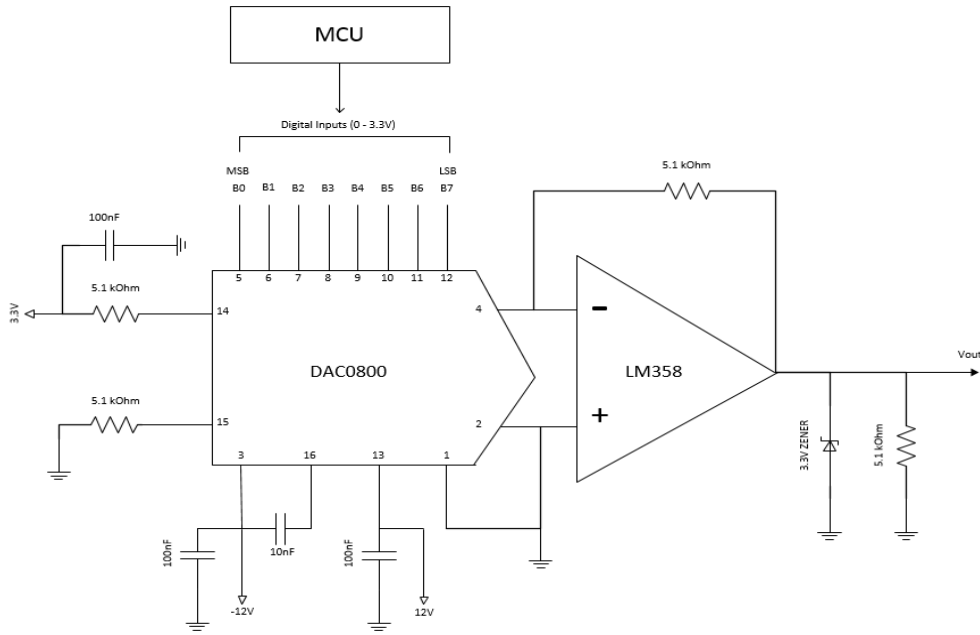
Akım sürme topolojili V-A çevirici, çıkış akımının genliğini belirleyen analog sinyale ihtiyaç duyar. SAÇ MDB tarafından gönderilen 8-bit sayısal genlikli sinyali analog genlikli sinyale çevirmek için kullanılır. Bu topolojide yaygın kullanılan 8-bit yüksek hızlı sayısal-analog çevirici DAC0800 seçildi ve tipik uygulama devresi kullanıldı (Texas Instruments, 2006). Devre diyagramı Şekil 4'te gösterilmiştir. MDB paralel 8-bit 0-3.3V durum sayısal verisini

SAÇ'a gönderir. DAC0800 3.3V referans voltajını 256 duruma böler ve 8-bit sayısal girdiyi analog çıkış sinyaline çevirir. DAC0800'ün tam ölçü çıkış akımı (2) de verilmiştir.

$$I_{FS} = \frac{V_{ref}}{R_{ref}} = \frac{3.3V}{5.1k\Omega} = 647 \mu A (2)$$

Karşılık gelen tam ölçülü akım DAC0800 için uygulanabilir. Buna ek olarak çıkış voltajının çözünürlüğü (3) teki gibi ifade edilebilir (Texas Instruments, 2006).

$$\Delta V_{out} = \frac{V_{ref}}{256} = \frac{3.3V}{256} = 12.9 mV (3)$$

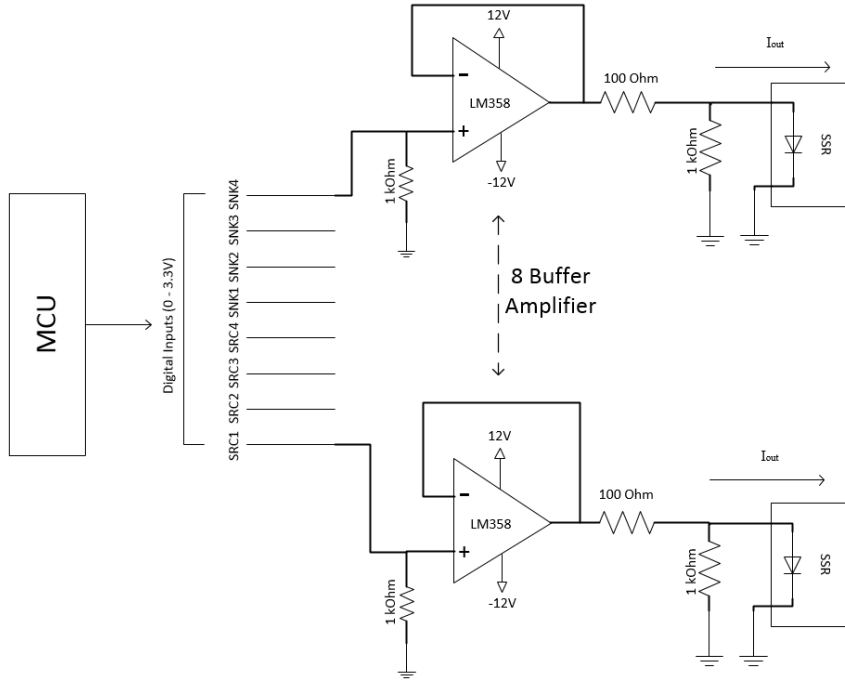


Şekil 4. Tipik SAÇ uygulama devresinin şematik diyagramı (Göksu, 2014)

2.5 Yarı İletken Röle

Akım kaynağı topolojisi dört kaynak ve gider kanallarından oluşmuştur. H-köprüsü V-A çevirici topolojisinde kullanılmıştır (Goharian, 2005). Bundan dolayı kanalların açılıp kapanması yüksek taraf anahtarları için güç elektroniği sürücülerine ihtiyaç duyar. Bu problem ortadan kaldırmak için PVX6012 YİR anahtar olarak kullanılmıştır. Bu yolla, MDB

yüksek gerilim tarafından yalıtılmıştır ve MBD fotovoltaiik röleler ile anahtarları kontrol eder. Fakat etkili akım darbesi yaratmak için anahtarlar bu topolojide yüksek hızlı operasyonu, düşük açık-durum voltaj düşümünü ve düşük kapalı-durumu sızıntı akımını sağlamalıdır. Bu nedenle YİR'nin kontrol akımı önemlidir. En yüksek hız cevabı kontrol akımı maksimumdayken sağlanmaktadır, $I_{cont}=25\text{ mA}$ (International Rectifier, 2003). Karşılık gelen kontrol akımını sağlamak ve YİR'yi uygun olarak sürebilmek için YİR sürücüsü Şekil 5'te gösterildiği gibi tasarlanmıştır. Fotodiyotun açık-durum voltaj düşümü 1.2Vdur, böylece YİR'nin sürme akımı (4) te verildiği gibi 19.8 mA değere ayarlanmıştır.



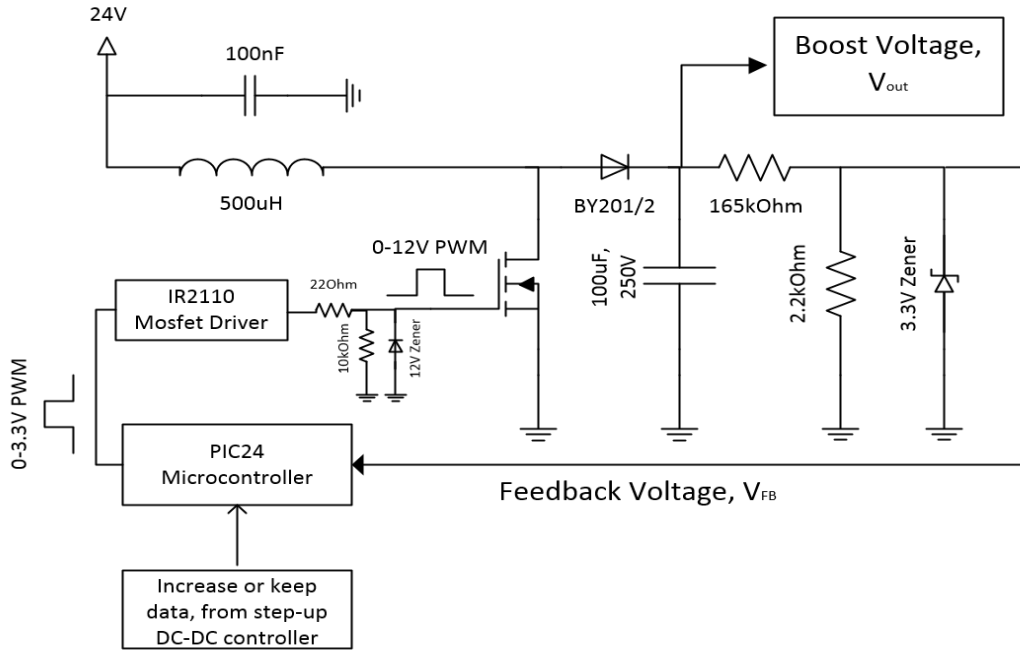
Şekil 5. YİR sürücü devresi şematik diyagramı (Göksu, 2014)

$$I_{out} = \frac{3.3V - 1.2V}{100\text{ Ohm}} - \frac{1.2V}{1\text{ kOhm}} = 19.8\text{ mA} (4)$$

Şekil 5 te gösterildiği üzere, öncelikle MDB 0-3.3V kanal seçme darbesi yaratır. Yaratılan darbeler ayrı birim kazançlı yükselteçler kullanılarak yalıtılmış ve iletilmiştir. YİR'ler aktifken, op-amplar lineer bölgede çalıştığından 3.3V çıkış voltajları YİR'leri 19.8 mA kontrol akımıyla sürülür.

2.6 Yükseltici DA-DA Çevirici

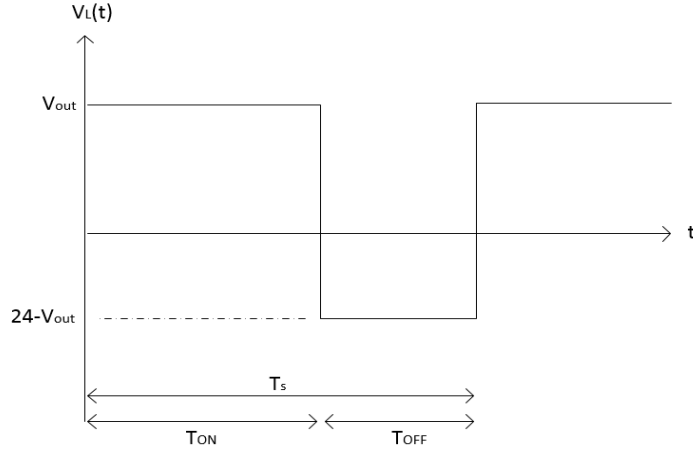
Yükseltici DA-DA çeviricisi düşük girdi voltajlarında daha büyük çıktı voltajları yaratmak için kullanılan bir güç elektroniği çeviricisidir. Yükseltici DA-DA çeviricisinin ana düşüncesi indüktörün akımdaki değişikliğe direnç gösterme özelliğidir. Topoloji temel olarak bir anahtarlama transistor ve iki enerji depolama birimi olan indüktör ve yüksek voltaj kapasitörden oluşur. Yükseltici DA-DA çeviricisinin şeması Şekil 6'da gösterilmiştir (Mohan ve Undeland, 2003), (Deswal ve diğerleri, 2008).



Şekil 6. Yükseltici DA-DA çeviricisi şematik diyagramı (Göksu, 2014)

Devamlı iletim modunda, $i_L(t) > 0$, indüktörün voltaj dalga formu Şekil 7'de gösterilmiştir. Bundan dolayı, yükseltici DA-DA çeviricisinin çıkış voltajı anahtarlama görev döngüsü ile gösterilmiştir. Sistemin toplam kazancı (5) te ifade edilmiştir, D anahtarlama görev döngüsüdür (Martin, 2005).

$$\frac{V_{out}}{V_i} = \frac{1}{1-D} \quad (5)$$



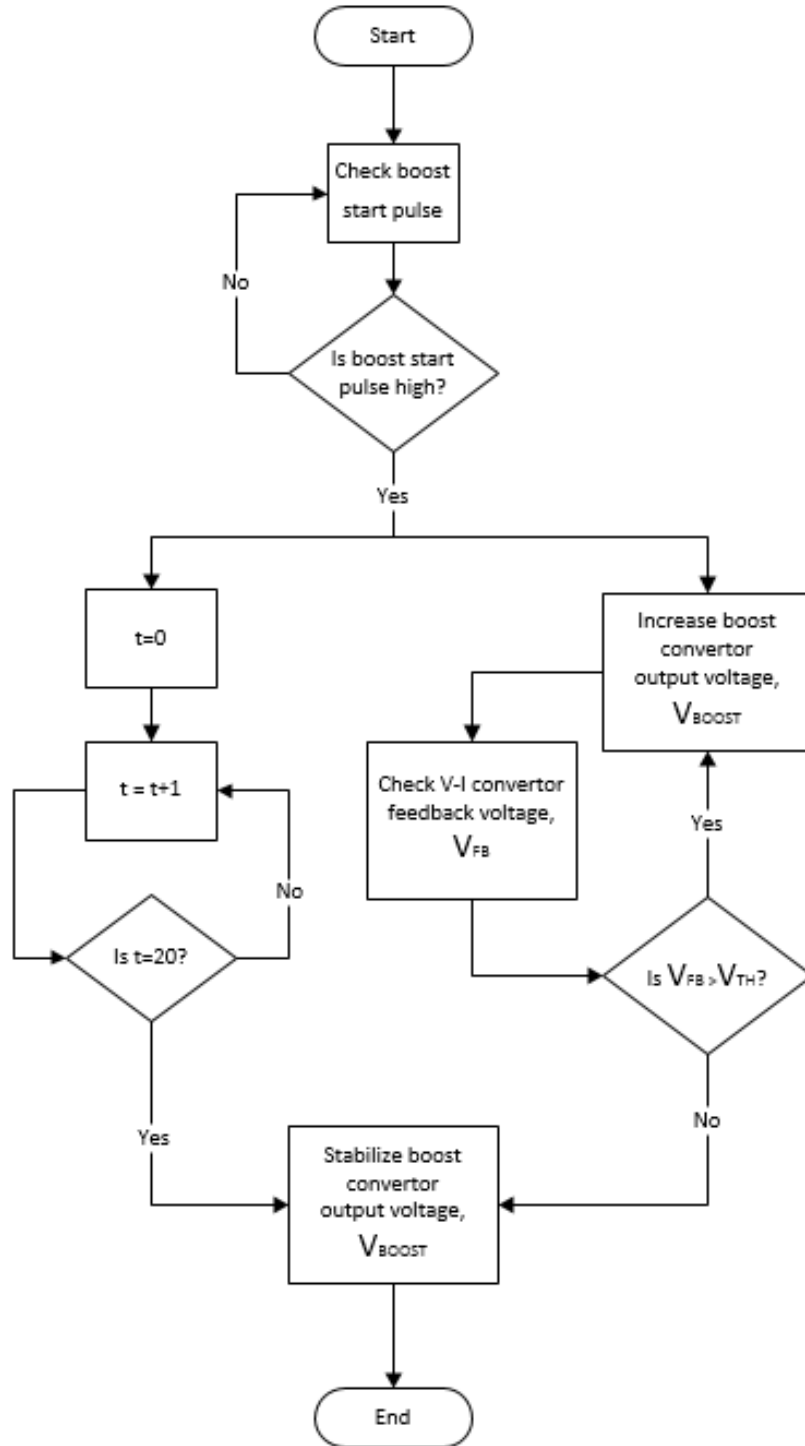
Şekil 7. Devamlı iletim modundaki indüktörün voltaj dalga formu (Göksu, 2014)

Bu topolojide, çıkış voltajı gecikme (hysteresis) kontrol geri besleme mekanizmasıyla dengeye getirilmiştir. Çıkış voltajı 0-3.3V aralığa bölünmüştür ve PIC24F04KA200 ailesi mikro denetleyiciye gönderilmiştir. Mikro denetleyici analog sinyali sayısalaya çevirir ve görev döngüsünü gerekli çıkış voltajına göre ayarlar (Eroğlu ve Eyüboğlu, 2012). Bu yükseltici DA-DA çeviricisi kontrolcüsünden gelen sayısal bilgiye göre belirlenir. Yükseltici DA-DA çeviricisi yüksek voltaj ve yüksek hız güç MOSFET sürücülerine ihtiyaç duyar. Bu topolojide IR2110 kullanılmıştır (International Rectifier, 2005). Karşılık gelen darbe genişliği modülasyon (DGM) sinyali IR2110 MOSFET sürücüsüne gönderilmiştir. IR2110 0-3.3V DGM'u 0-12V DGM sinyaline çevirir. Elde edilen 0-12V DGM sürme sinyali voltaj sürücüsüyle dengeye getirilir ve güç MOSFET inin kapısına uygulanır (International Rectifier, 2014). Böylece yükseltici DA-DA çeviricisinin çıkış voltajı istenilen seviyede dengeye getirilir.

2.6.1 Yükseltici DA-DA Çevirici Denetleyicisi

Yükseltici DA-DA çeviricisi yüksek voltaj ve yüksek akım güç elektroniği çeviricisidir. Kapasitör, indüktör, diyot ve güç MOSFET indeki kayıplardan kaynaklanan parazitli elemanlar düşük tarafta dalgalı çıkış voltajına, anahtarlama gürültüsüne ve negatif geçiş voltajına sebep olur (Mohan ve Undeland, 2003). Akım kaynağı programlanabilir olduğundan düşük akım enjeksiyonu yüksek yükseltici DA-DA çevirici çıkış voltajına ihtiyaç duymaz. Bu nedenle, yükseltici DA-DA çeviricinin çıkış voltajının yükten bağımsız istenilen çıkış akımı parametrelerine göre ayarlanması gerekir. Yükseltici DA-DA

çevircisinin verimliliğini arttırmak, dalgalanma voltajını ve anahtarlama gürültüsünü düşürmek ve diğer hassas birimleri korumak için yükseltici DA-DA çevircisi denetleyicisi yazılımı tasarlanmıştır. Yükseltici DA-DA çevirci denetleyicisinin akış şeması Şekil 8’de gösterilmiştir.

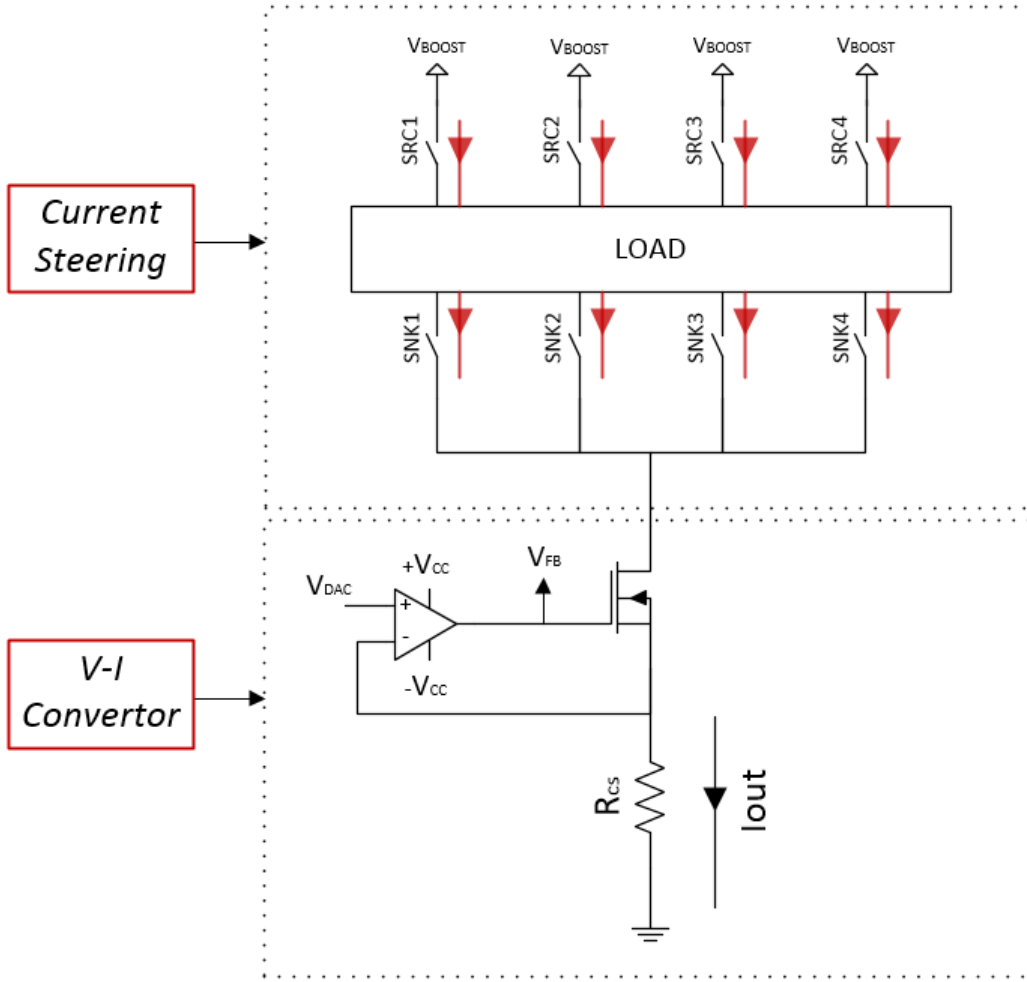


Şekil 8. Yükseltici DA-DA çevirici kontrol akış şeması (Göksu, 2014)

Şekil 8’de gösterildiği üzere, MDB başlatıldıktan ve çıkış akım parametreleri girildikten sonra MDB arttırıcı başlangıç darbesi gönderir. Arttırıcı başlangıç darbesi yükseltici DA-DA denetleyicisindeki PIC24 ailesi mikro denetleyicisi tarafından algılanır. İlk 20 saniye aralığında yükseltici DA-DA çeviricisi çıkış voltajını istenilen akım enjeksiyonu için gerekli minimum voltaja ayarlamaya çalışır. Zamanlayıcı 20 saniye boyunca sayar ve eğer çıkış voltajı daha önce dengelenmemişse son yüksek voltajı dengeler. Bu süre zarfında, yükseltici DA-DA çeviricisinin çıkışı sürekli olarak artırılır. Minimum gerekli çıkış voltajını algılamak için voltaj akım çeviricisinde kullanılan op-ampın çalışma bölgesi araştırılır. Bu nedenle op-ampın pozitif satürasyon voltajına yakın bir eşik voltajı seçilir. Çıkış voltajı yeterli olmadığı sürece, V-A çeviricisi geri besleme voltajı V-A çeviricisinde kullanılan op-ampın pozitif satürasyon voltajına eşittir. Çıkış voltajı istenilen çıkış akımını enjekte etmeye yeterli olduğunda, V-A çevirici geri besleme voltajı eşik voltajından daha az olmaya başlar, bu da V-A çeviricisinde kullanılan op-ampın operasyonunun lineer bölgeye döndüğü anlamına gelir. Daha sonra, en düşük çıkış voltajı elde edilir ve dengelenir.

2.7 Akım Sürücülü V-A Çevirici

Akım sürücülü V-A çevirici topolojisi iki parçaya bölünmüştür, bu parçalar akım sürücü ve akım sürücülü V-A çevirici parçalarıdır. YİR sürücüsü istenilen çıkış akım parametrelerine bağlı MDB’de yaratılmış sinyale göre 8 farklı kanala 8-bit sürücü sinyali yaratır. Karşılık gelen sürücü sinyalleri YİRleri açar ve kapatır, böylece kaynak ve gider kanalları seçilir. Bu çalışmada dört kanal topolojisi kullanılmıştır. Aynı zamanda, çoklu kanal açma ve kapama MDB tarafından kontrol edilen sürme sinyalleriyle mümkündür. Karşılık gelen akım sürme topolojisi Şekil 9’da gösterilmiştir. V-A çevirici kısmı ikinci kısımdır. V-A çevirici yüksek voltaj ve yüksek akım kapasiteli op-amp, güç MOSFET ve akım algılayan resistörden oluşur. Kullanılan elemanlar sırasıyla OPA452TA, IRF740 ve tel sargılı dirençlerdir (Vishay/Siliconix, 2012) ve (Texas Instruments, 2000). V-A çeviricinin şematik diyagramı Şekil 9 da gösterilmiştir (Analog Devices, 2011).



Şekil 9. Akım sürücü topolojili V-A çeviricisinin şematik diyagramı (Göksu, 2014)

SAÇ'ta yaratılan analog sinyal çıkış akımının genliğini belirler. Tam ölçü akım enjeksiyonunu ele alarak (yükseltici DA-DA çeviricisi çıkış voltajını belirledikten sonra) op-amp lineer bölgede çalışır. Dolayısıyla (+) ve (-) girdi voltajları V_{DAC} 'a eşittir. Op-ampın girdi empedansını sonsuz ve güç MOSFETinin kapı akımının sıfır olduğunu varsayarak, bütün çıkış akımı akım sürme kısmına bağlı yüke enjekte edilmeye zorlanır. Karşılık gelen çıkış akımı (6) da ifade edilmiştir (Analog Devices, 2011).

$$I_{out} = \frac{V_{DAC}}{R_{CS}} \quad (6)$$

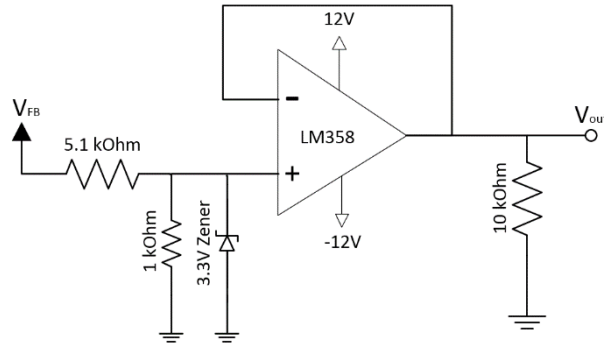
Akım sürücüsünün çıkış direnci önemli bir kısıtlamadır. MRAYG deneyleri 20mA akım enjeksiyonu için yapıldığından r_o ve g_m 'in değeri $I_D=20mA$ için hesaplanmıştır. Kullanılan MOSFET için hesaplanan r_o ve g_m değerleri (7) ve (8) de verilmiştir. Akım sürücüsünün hesaplanmış çıkış direnci (9) da verilmiştir.

$$g_m = \sqrt{2 K_n I_D} = 0.335 S(7)$$

$$r_0 = \frac{1}{\lambda I_D} \approx 53 k\Omega(8)$$

$$R_{out} = R_{CS} + r_0(1 + g_m R_{CS}) \approx 320 k\Omega(9)$$

Yukarıda bahsedildiği üzere yükseltici DA-DA çevirici denetleyici op-ampın çalışma bölgesi bilgisini alan V-A çeviriciden geri besleme voltajı alır. Karşılık gelen geri besleme voltajı geri besleme voltajı 0-3.3V a bölündükten sonra birim kazanç yükseltici ile yükseltici DA-DA çeviriciye gönderilir. Birim kazançlı yükselticinin şematik diyagramı Şekil 10 da gösterilmiştir.



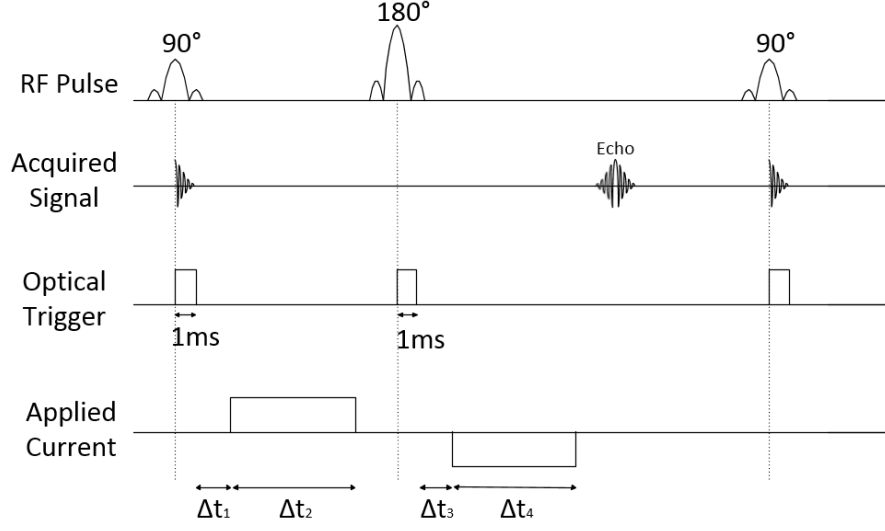
Şekil 10. Birim kazançlı yükselticinin şematik diyagramı (Göksu, 2014)

2.8 Optik Tetikleme Sistemi

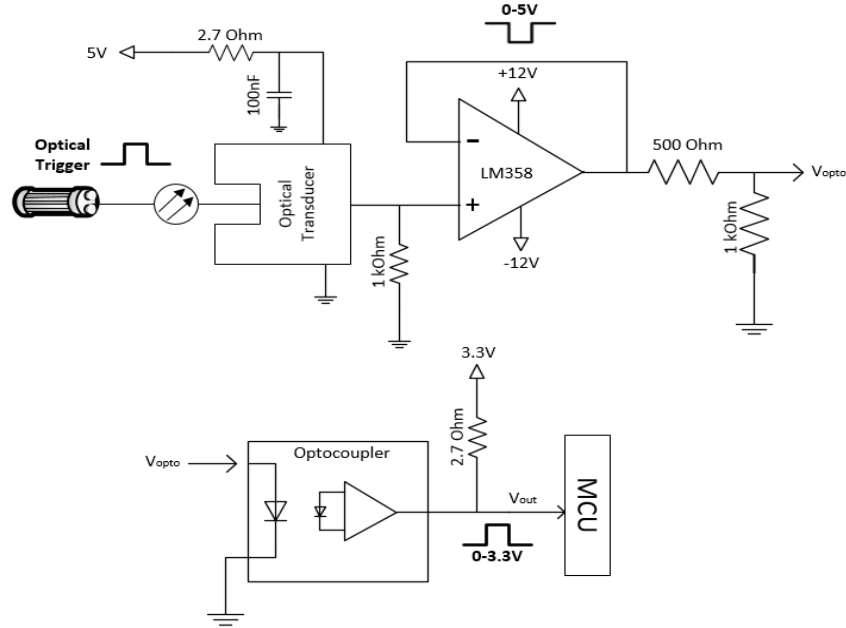
MRAYG'de bahsedildiği gibi faz katkısını MRG sinyalinde toplamak için dışarıdan MRI darbe sırası ile eşzamanlı olarak akım uygulanmalıdır. Bu nedenle, 90° and 180° RF sinyalleri tespit edilmelidir. MRI sistemi her 90° and 180° RF darbesi için 1ms uzunluğunda optik tetikleme sinyali göndermektedir. Buna tekabül eden akım sıra ve zamanlama şeması

Şekil 11 de gösterilmekte olup, burada Δt_1 , Δt_2 , Δt_3 ve Δt_4 sırasıyla ileri gecikme, ileri süresi, ters süresi, and ters gecikmedir. Elde edilen optik tetikleme sinyali 0-3.3V elektriksel sinyale dönüştürülerek MDB'ya yollanmaktadır. MDB'daki bir örnek sel sayısal çevirici sürekli olarak tetikleme portunu kontrol etmektedir. Bunun sayesinde MDB

elektriksel tetikleme sinyalini algıladıktan sonra düzenli olarak kaynak ve gider kanallarını aktifleştirmektedir.



Şekil 11. Uygulanan akımın zamanlama diyagramı (Göksu, 2014)



Şekil 12. Optik tetikleme sinyalinin elektriksel sinyale dönüştürümü devre şeması (Göksu, 2014)

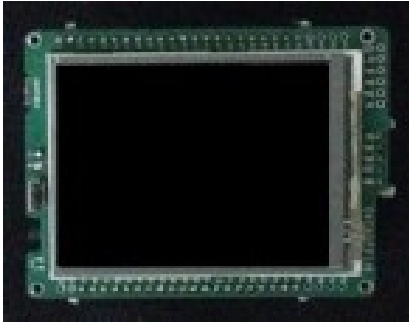
2 farklı optik tetikleme darbesi 90° and 180° RF darbeleri ile eş zamanlı olarak optik dönüştürücüye fiber-optik iletim yoluyla gönderilmektedir. Optik dönüştürücü olarak

kullanılan HFBR-2528Z alıcısı optik sinyali 0-5V evrik elektriksel tetikleme sinyaline dönüştürmektedir (Avago Technologies, 2011). MDB'nın çalışma kararlılığını korumak için, bu sinyal op-ampın artı kutbuna bağlanmış çekme (pull-down) dirençli bir tampon (buffer) aracılığıyla iletilmektedir. Sonrasında evrik tetikleme sinyali 0-3.3V arası evrik olmayan elektriksel tetikleme sinyaline bir optik-bağlaştırıcı (FOD260L) ile çevrilmiştir. Dolayısıyla, çıkış gider akımı enküçültülüp tetikleme sinyalinin zaman doğruluğu korunmaktadır (Fairchild Semiconductor, 2001). Bu yolla MDB kaçak akımlardan korunmakta and tetikleme sinyalinin ASÇ portu tarafından düzgün algılanması sağlanmaktadır.

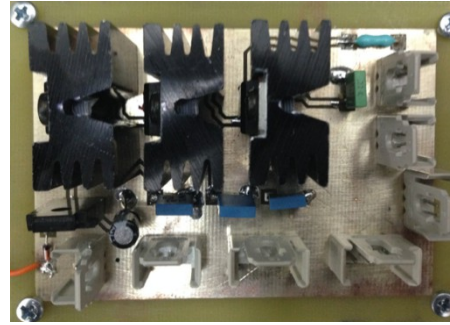
SONUÇLAR

Bu çalışmada tasarlanmış olan akım kaynağı dört farklı donanım bloğundan oluşmaktadır. Bunlar sırasıyla DC regülatör, sayısal analog dönüştürücü ve YİR sürücü, DC-DC çevirici yükseltici ve akım yönlendirmeli voltaj-akım dönüştürücü ve MDB'dur. MDB, DC regülatör , sayısal analog dönüştürücü ve YİR sürücü, DC-DC çevirici yükseltici ve akım yönlendirmeli voltaj-akım dönüştürücüsü fotoğrafları Şekil 13'de gösterilmiştir.

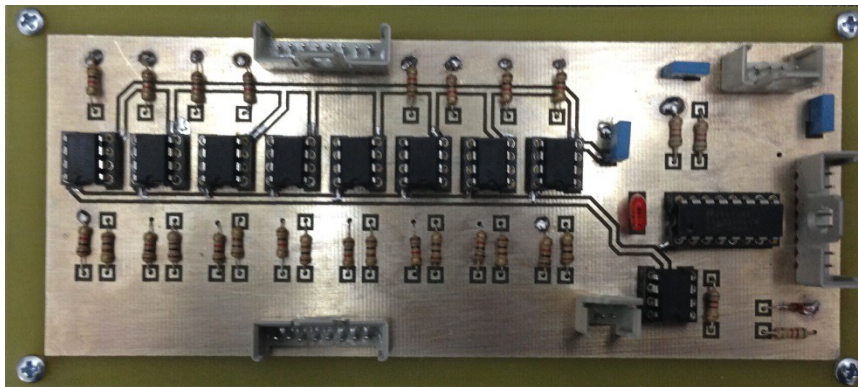
Çıkış akımı parameterlerinin kolayca seçilip girilebildiği bir grafik kullanıcı arayüzü (GKA) MDB'de tasarlanmıştır. Şekil 14'te GKA ve Şekil 15'te gerçekleştirilen akım kaynağı gösterilmiştir.



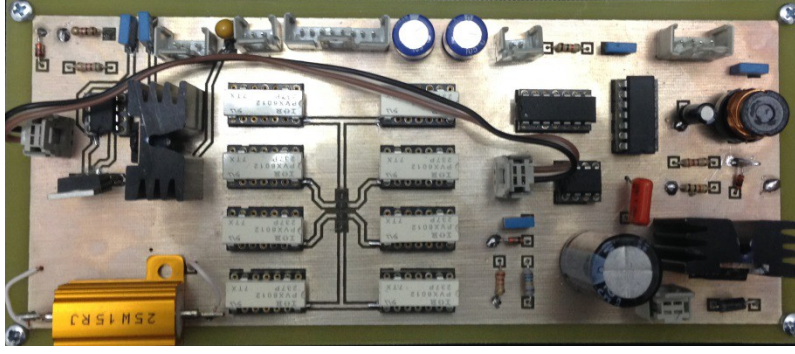
(a)



(b)

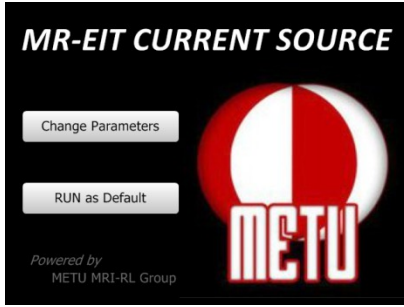


(c)

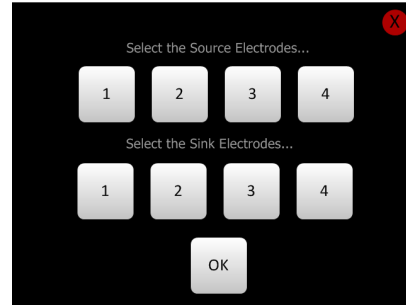


(d)

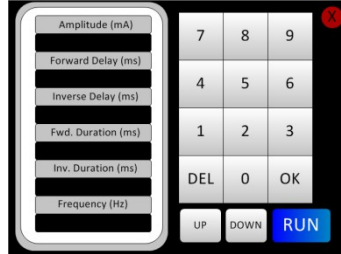
Şekil 13. MDB ve devre fotoğrafları: (a) MDB, (b) DC regülatör, (c) sayısal analog dönüştürücü ve YİR sürücü, (d) DC-DC çevirici yükseltici ve akım yönlendirmeli voltaj-akım dönüştürücüsü (Göksu, 2014)



(a)

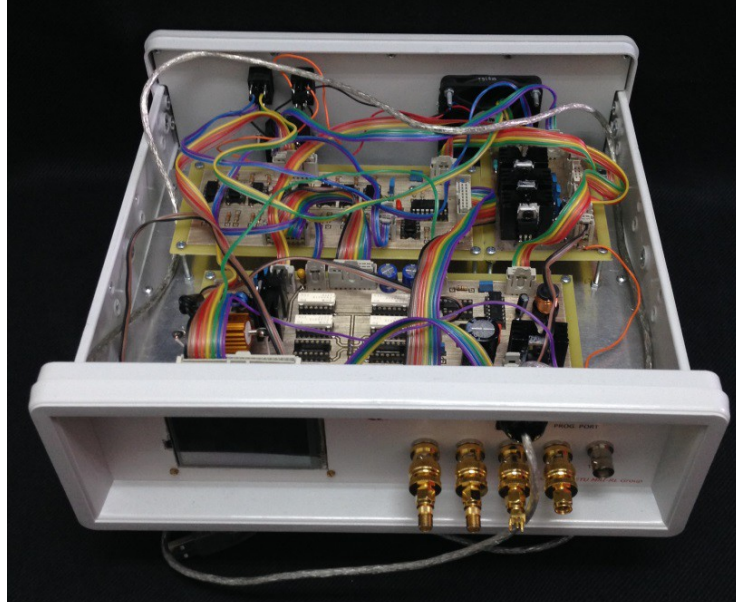


(b)



(c)

Şekil 14. Tasarlanmış GKA katmanları: (a) katman 1, (b) katman 2, (c) katman 3 (Göksu, 2014)



Şekil 15. Cihazlaştırılmış akım kaynağı (Göksu, 2014)

Programlanabilir akım kaynağının performansını test etmek için, akım kaynağı farklı genlikte ve darbe-genişliğinde programlanıp genlik ölçümü deneyleri farklı dirençli yüklerle tekrarlanırken darbe-genişliği deneyleri sadece 1k Ohmluk dirençli yükle gerçekleştirilmiştir. Ölçülen çıkış akımlarının genlik değerleri Tablo 1’de darbe-genişlikleri Tablo 2’de verilmiştir.

Tablo 1. Farklı dirençli yükler için çıkış akımı genlik ölçümü (Göksu, 2014)

<i>I / R</i>	<i>1Ohm</i>	<i>10Ohm</i>	<i>100Ohm</i>	<i>470Ohm</i>	<i>1kOhm</i>	<i>2kOhm</i>
			<i>m</i>	<i>m</i>		
<i>1mA</i>	1.00	1.01	1.02	1.04	1.13	1.08
<i>5mA</i>	4.40	4.45	4.44	4.49	4.56	4.57
<i>10mA</i>	9.80	9.64	9.62	9.70	9.79	9.85
<i>20mA</i>	19.20	19.15	19.05	19.17	19.28	19.41
<i>50mA</i>	49.30	49.48	49.13	49.32	49.50	49.70

100mA	98.20	98.92	98.32	98.80	99.06	99.20
--------------	-------	-------	-------	-------	-------	-------

Tablo 2. 1kOhm dirençli yük için çıkış akımının darbe-genişliği (Göksu, 2014)

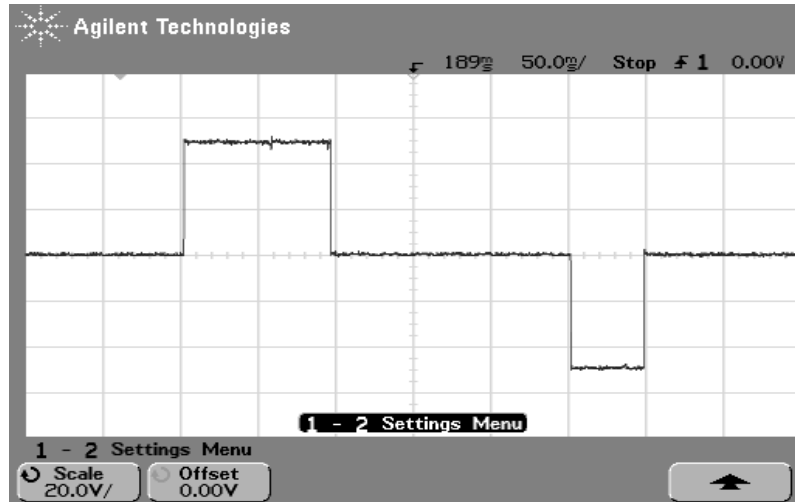
Girilen Δt (ms)	Ölçülen Δt (ms)	Hata Δt (ms)	Hata %
1ms	1.10ms	0.10ms	10%
5ms	4.80ms	0.20ms	4%
10ms	9.45ms	0.55ms	5.5%
20ms	19.10ms	0.90ms	4.5%
50ms	48.80ms	1.20ms	2.4%

Tablo 1’de verilen çıkış akımı genlik değerlerine göre, maksimum hata 100mA giriş genliği için 1.8mA’dır. Bu hata giriş genliğinin %1.8ine tekabül etmekte ve 1 Ohmluk yük direnci ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, input genliği 1mA kadar düşük olsa bile genlik hatası 0.13mA’dan, giriş genliğinin %13’den, düşük olmaktadır.

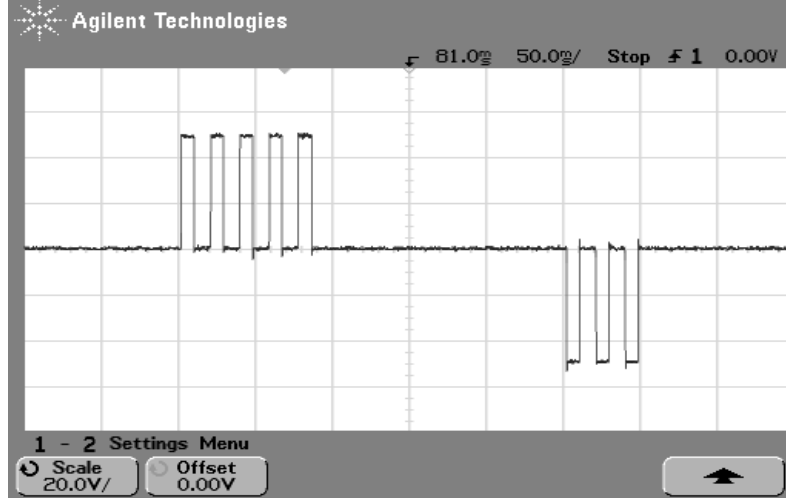
DC regülatörde kullanılan 3.3Vluk regülatörün çıkış voltajı 3.37 V, V-A çeviricisindeki akım algılayan direncin değeri 150ohmdur. Bu nedenle, akım kaynağının maksimum çıkış akımı kapasitesi $3.37V/150\Omega = 224.7mA$ ’dır. Bu maksimum akım gerekli fiziksel koşullar sağlandığı takdirde herhangi bir yüke enjekte edilebilir. Tasarlanan DA-DA çevirici yükselticisi 250V değerine kadar çıkış gerilimi üretebilme kapasitesine sahiptir. Bu yüzden, V-A çeviricisindeki röleler ve MOSFET lerdeki gerilim düşüşü göz önünde bulundurulduğunda 1k Ohm dirençli yüke en fazla 224.7mA DA akım basılabilir. Çıkış akım değerlerinin kararlılığını değerlendirebilmek için akım kaynağının genlik çözünürlüğü belirlenmelidir. 8-bit sayısal-analog dönüştürücü için akım kaynağının genlik çözünürlüğü $224.7mA/256 = 878\mu A$ ’dır. Bu genlik çözünürlüğü göz önünde bulundurulduğunda Tablo-1de verilen genlik ölçümleri tutarlılık göstermektedir.

Akım kaynağının zamansal hassasiyeti kullanıcı-tanımlı farklı girişler için çıkış akımının Δt_2 değerleri ölçülerek hesaplanabilir. $\Delta t_2 = 50\text{ms}$ değeri için maksimum zamansal hata 1.2ms dir. Bu da %2.4'e tekabül etmektedir. Ayrıca, $\Delta t_2 = 1\text{ms}$ seçildiğinde zamansal hata %10'dan düşük olmaktadır. Bu hataların, deneysel hatalardan ve YİR gecikmesinden kaynaklandığı tahmin edilmektedir.

Ayrıca, programlanabilir akım kaynağının başka bir özelliği de çıkış akımının frekasını değiştirebilme imkanını sunmasıdır. Tasarlanan ve cihazlaştırılmış programlanabilir akım kaynağı 0-300 Hz frekans aralığında bozunumsuz akım üretebilmektedir. $\Delta t_2 = 100\text{ms}$ ve $\Delta t_4 = 50\text{ms}$ iken 50mA-DA ve 50 mA-50 Hz çıkış akımlarının salınım eğrisi sırasıyla Şekil 16 ve 17'da verilmiştir. Ölçümler 1k Ohmluk direnç yükü için yapılmıştır. Akım darbesinin yükselme ve düşme süreleri 120 μs and 3 μs olarak hesaplanmıştır.



Şekil16. $\Delta t_2 = 100\text{ms}$ ve $\Delta t_4 = 50\text{ms}$ iken 50mA-DA çıkış akımı 1kOhmluk yüke enjekte edildiği durumdaki salınım eğrisi (Göksu, 2014)



Şekil 17. $\Delta t_2 = 100$ ms ve $\Delta t_4 = 50$ ms iken 50 mA-50 Hz çıkış akımı 1kOhmluk yüke enjekte edildiği durumdaki salınım eğrisi (Göksu, 2014)

KAYNAKLAR

- [1] Scott G. C., Joy M L G, Armstrong R L and Henkelman R M 1991 Measurement of nonuniform current density by magnetic resonance IEEE Trans. Med.Imag. 10 362-74
- [2] Eyüboğlu B. M. ,2006a, Electrical Impedance Imaging : Injected Current Density Imaging, in WIELY- Encyclopedia of Biomedical engineering(Metin Akay,ed.),Vol.2, pp.1195-1205
- [3] Eyüboğlu B. M. ,2006b, Magnetic Resonance - Electrical Impedance Tomography, in WIELY- Encyclopedia of Biomedical engineering(Metin Akay,ed.), Vol.4, pp.2154-21625
- [4] Morucci J. P. and Riguard B., "Bioelectrical impedance techniques in medicine part III; Impedance imaging, medical applications," *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 24, no. 4-6, pp. 655-677, 1996.
- [5] Fear E. C., Hagness S. C., Meaney P. M., Okoniewski M., and Stuchly M. A., "Enhancing Breast Tumor Detection with Near-Field Imaging," *IEEE Microw. Mag.*, vol. 3, no. 1, pp. 48-56, 2002.
- [6] Kim Y., Fahy J. B., and Tupper B. J., "Optimal electrode designs for electrosurgery, defibrillation, and external cardiac pacing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 33, no. 9, pp. 845-53, 1986.
- [7] Göksu C., "A Programmable Current Source For Magnetic Resonance Current Density Imaging (MRCDI) At 3 Tesla", M.Sc. Thesis, METU, Ankara, Turkey 2014.
- [8] Fairchild Semiconductor Operation, *MC78XX / LM78XX / MC78XXA 3-Terminal 1A Positive Voltage Regulator*. 2001.
- [9] Mikroelektronika, *User's Guide to Mikromedia Board for dsPIC33*. 201

- [10] Texas Instruments, *DAC0800, DAC0802 8-Bit Digital-to-Analog Converters*. 2006.
- [11] Goharian M., Chin K., and Moran G. R., "A Novel Microcontroller Current Driver Design for Current Density Imaging," in *international society for magnetic resonance in medicine*, 2005, vol. 13, p. 2352.
- [12] International Rectifier, *Series PVX6012 Microelectronic Power IC Relay*. 2003.
- [13] Mohan N., Undeland T. M., and Robbins W. P., *Power Electronics Convertors, Applications, and Design*, 3rd ed. John Wiley & Sons, Inc., 2003, pp. 172–178.
- [14] Deswal S. S., Dahiya R., and Jain D. K., "Application of Boost Converter for Ride-through Capability of Adjustable Speed Drives during Sag and Swell Conditions," *World Acad. Sci. Eng. Technol.*, vol. 47, pp. 282–286, 2008.
- [15] Martin A., "Boost Converter Design Tips," no. March. National Semiconductor, pp. 1–45, 2005.
- [16] Eroğlu H. H. and Eyüboğlu B. M., "Design and Implementation of a Monopolar Constant Current Stimulator," in *BIYOMUT 2012 Conference Proc.*, 2012, pp. 1–4.
- [17] International Rectifier, "IR2110(-1-2)(S)PbF/IR2113(-1-2)(S)PbF HIGH AND LOW SIDE DRIVER." 2005.
- [18] International Rectifier, "Application Note AN-1100." ,2014
- [19] Vishay / Siliconix, "IRF740, SiHF740, Power MOSFET." 2012.
- [20] Texas Instruments, Burr-Brown Products, "OPA452 OPA453 80V, 50mA Operational Amplifiers Datasheet." 2000.
- [21] Analog Devices, *Circuit Note CN-0151, Versatile High Precision Programmable Current Sources Using DAC's, Op Amps, and MOSFET Transistors*. 2011.
- [22] Avago Technologies, "HFBR-0508Z Series HFBR-1528Z Transmitter HFBR-2528Z Receiver 10 Megabaud Versatile Link Fiber Optic Transmitter and Receiver for 1mm POF and 200um HCS." 2011.
- [23] Fairchild Semiconductor, "FOD060L, FOD260L, FOD063L LVTTTL/LVCMOS 3.3V High Speed-10MBit/s Logic Gate Optocouplers." 2001.

Proje kapsamında yapılan çalışmalardan kaynaklanan uluslararası konferanslarda sunulan bildiriler:

1. C. Göksu, B. M. Eyüboğlu, and H. H. Eroğlu, "A Programmable Current Source for MRCDI & MREIT Applications," *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013 IFMBE Proceedings*, 2014
2. H. H. Eroğlu, B. M. Eyüboğlu, and C. Göksu, "Design and Implementation of a Bipolar Current Source for MREIT Applications," *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013 IFMBE Proceedings*, 2014
3. C. Göksu, M. Sadighi, B. M. Eyüboğlu, "Minimum measurable current density with MRCDI at 3 Tesla," *Proc. of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, ISBI 2014, Beijing, China*, 2014
4. M. Sadighi, C. Göksu, and B. M. Eyüboğlu, "J-Based Magnetic Resonance Conductivity Tensor Imaging (MRCTI) at 3 T," *36th Ann. Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago*, 2014
5. C. Göksu, M. Sadighi, and B. M. Eyüboğlu, "Realization of Magnetic Resonance Current Density Imaging at 3 Tesla," *36th Ann. Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago*, 2014

TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje No: 113E301
Proje Başlığı: Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) Sistemiyle Uyumlu, Programlanabilir Akım kaynağı Geliştirilmesi
Proje Yürütücüsü ve Araştırmacılar: Prof. Dr. B. Murat Eyüboğlu
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi: Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Orta Doğu Teknik Üniversitesi, 06800 Ankara
Destekleyen Kuruluş(ların) Adı ve Adresi:
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri: Başlangıç 01.08.2014 - Bitiş 31.07.2014
Öz (en çok 70 kelime) Bu projenin amacı, araştırma gurubumuzun Manyetik Rezonans Akım Yoğunluğu Görüntülemesi (MRAYG) ve Manyetik Rezonans Elektriksel Empedans Tomografisi (MREET) alanında sürdürdüğü araştırma çalışmalarında kullanılmak üzere, Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) sistemleri ile uyumlu çalışabilecek bir akım kaynağının gerçekleştirilmesidir. Bu akım kaynağının geliştirilmesiyle, MRAYG ve MREET tekniklerini yüksek alan şiddetli MRG sistemlerinde gerçekleştirebilir duruma gelinmiştir. İşaret gürültü oranında (İGO) elde edilen iyileşme ile teknolojinin canlı organizmaya uygulanabilirliği yönünde aşama kaydedilmesi olanağı elde edilmiştir.
Anahtar Kelimeler: Manyetik rezonans elektriksel empedans tomografisi, empedans, iletkenlik, manyetik rezonans, görüntüleme
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu mu? Evet <input type="checkbox"/> Gerekli Değil <input checked="" type="checkbox"/> Fikri Ürün Bildirim Formu'nun tesliminden sonra 3 ay içerisinde patent başvurusu yapılmalıdır.
Projeden Yapılan Yayınlar: <ol style="list-style-type: none">1. C. Göksu, B. M. Eyüboğlu, and H. H. Eroğlu, "A Programmable Current Source for MRCDI & MREIT Applications," <i>XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013 IFMBE Proceedings</i>, 20142. H. H. Eroğlu, B. M. Eyüboğlu, and C. Göksu, "Design and Implementation of a Bipolar Current Source for MREIT Applications," <i>XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013 IFMBE Proceedings</i>, 20143. C. Göksu, M. Sadighi, B. M. Eyüboğlu, "Minimum measurable current density with MRCDI at 3 Tesla," <i>Proc. of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging, ISBI 2014, Beijing, China</i>, 20144. M. Sadighi, C. Göksu, and B. M. Eyüboğlu, "J-Based Magnetic Resonance Conductivity Tensor Imaging (MRCTI) at 3 T," <i>36th Ann. Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago</i>, 20145. C. Göksu, M. Sadighi, and B. M. Eyüboğlu, "Realization of Magnetic Resonance Current Density Imaging at 3 Tesla," <i>36th Ann. Int. Conf. of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago</i>, 2014
Ekte Bulunan "ARDEB Başarı Öyküsü Formu", "Kazanımlar" Bölümünde Belirtilen Kriterlere Göre Proje Çıktılarının Başarı Öyküsü Niteliği Taşıdığını Düşünüyorsanız "ARDEB Başarı Öyküsü Formu"nu doldurunuz.