Keyhole Imaging기법을 적용한 위상대조도 자기공명 혈관조영기법

이동훈¹ · 홍철표¹ · 한봉수¹ · 이만우²

¹연세대학교 보건과학대학 방사선학과, ²삼성전자

Keyhole Imaging Combined Phase Contrast MR Angiography Technique

D. H. Lee¹, C. P. Hong¹, B. S. Han¹ and M. W. Lee²

¹Dept. of Radiological Science, College of Health Science, Yonsei University

²Dept. of Research and Development, Health & Medical Equipment, Samsung Electronics Co., LTD.

(Received March 15, 2012. Accepted April 27, 2012)

Abstracts: Phase Contrast MR Angiography(PC MRA) is excellent MRA technique for measuring the velocity of vessels in the human body. PC MRA need to at least four images for angiogram reconstruction and it caused longer scan time. Therefore, we used keyhole imaging combined PC MRA to reduce the scan time. However, keyhole imaging can lead the erroneous effects as loss of phase information or frequency discontinuous. In this study, we applied the keyhole imaging combined 2D PC MRA for improving the temporal resolution and also measured the velocity to evaluate the accuracy of phase information. We used 0.32T MRI scanner(Magfinder II, Scimedix, Korea). Using the 2D PC MRA pulse sequence, the vascular images for a human brain targeted on the Superior Sagittal Sinus(SSS) were obtained. We applied tukey window function for keyhole images to minimize the ringing artifact and erroneous factors that are induced frequency discontinuous and phase information loss. We also applied zero-padded algorithm to peripheral missing k-space lines to compare keyhole imaging results and the artifact power(AP) value was measured on the complex difference images to validate the image quality. Consider as based on our results, heavy image distortions and artifacts were shown until using at least 50% keyhole factor. Using above the 50% keyhole factors are shown well reconstructed and matched for magnitude images and velocity information measurements. In conclusion, we confirmed the image quality and velocity information of keyhole technique combined 2D PC MRA. Especially, measured velocity information through the keyhole imaging combination was similar to the velocity information of full sampled k-space image despite of frequency discontinuous and phase information loss in the keyhole imaging reconstruction process. Consequently, the keyhole imaging combined 2D PC MRA will give some clinical usefulness and advantages as improving the temporal resolution and measuring the velocity information via selecting the appropriate keyhole factor at low tesla MRI system.

Key words: keyhole imaging, PC MRA, velocity measurement, zero-padding

I. 서 론

위상대조도 자기공명 혈관조영기법(Phase Contrast Magnetic Resonance Angiography, PC MRA)은 인체 내 혈류의 영상화와 더불어 속도를 측정할 수 있는 자기공명 혈관

조영기법의 방법 중 하나이다[1-4]. PC MRA기법은 자기공명영상의 크기영상(magnitude image)을 통해 임상진단 영역에서 주로 사용하는 체내 혈관의 영상화가 가능하며 위상영상(phase image)의 구현을 통해 영상화 되는 혈관의 혈류속도를 측정할 수 있는 장점이 있다[1-6]. PC MRA를 통한 영상화를 위해서는 동일한 단면에 대해 최소 4장의 영상획득(혈류보상 경사자장(flow compensation gradient)을 통한 1장의 영상획득, 각 경사자장 방향으로의 유속부호화 경사자장(flow encoding gradient)을 통한 3장의 영상

Corresponding Author : 이만우
경기도 수원시 영통구 매탄동 416
TEL: +82-2-2255-0114
E-mail: mwjy0913@hanmail.net

획득)과정이 수행되어야 하며 이는 다른 MRA 방법들에 비해 상대적으로 긴 스캔시간을 필요로 한다[5-6]. 따라서 PC MRA 영상 획득시에 고속의 자기공명 펄스열의 이용 및 방사상의(radial) 패턴, 프로펠러(propeller) 패턴등과 같은 K공간의 데이터 수집방법의 변화를 통해 시간해상도(temporal resolution)를 증가시키기 위해 많은 연구가 진행되고 있다[1,3]. 하지만 앞서 언급한 방법은 펄스열의 변형 및 영상재구성에 있어서 격자형 패턴으로의 K공간 복원 등 복잡한 구현 방법을 필요로 한다. 하지만 van Vaals 등에 의해 제안된 keyhole imaging기법은 MR 영상획득에 있어서 간편하고 효율적으로 시간해상도를 증가시킬 수 있는 기법으로서 앞서 언급된 방법들과 달리 하드웨어적이나 소프트웨어적으로 복잡한 구현을 필요로 하지 않는 방법 중 하나이다[7]. 현재 많은 자기공명영상 임상장비를 통해 Keyhole imaging 기법이 적용되어 사용되고 있으며 특히 조영증강 자기공명 혈관조영기법(Contrast Enhanced MRA, CE MRA)과 결합되어 시간해상도를 증가시키고 높은 해상도의 혈관영상을 획득하는데 기여하고 있다[8,9]. Keyhole imaging기법은 지속적인 시간의 흐름동안 획득되어지는 역동적인 영상획득(dynamic scan) 중에서 첫 번째 혹은 가장 마지막 영상의 K공간은 전체를 획득하여 기준영상으로 사용하고 나머지 지속적인 영상획득은 K공간의 저주파영역(low frequency)만을 부분적으로 획득하여 향후 영상재구성시에 기준영상의 고주파영역(high frequency)을 결합하여 영상화하는 방법이다[7-16]. 이와 같이 부분적인 영역의 획득은 위상부호화 방향으로 가해지는 경사자장의 수를 감소시켜 영상획득시간을 직접적으로 줄이게 된다. 하지만 지속적으로 획득되는 영상의 저주파영역과 기준영상의 고주파영역의 결합으로 구성되어지는 K공간은 서로 다르게 획득되는 주파수 정보들의 결합으로 인해 위상정보의 손실이나 주파수정보의 불연속성으로 인해 재구성 된 영상에서 왜곡된 정보로 나타날 수 있다. 이는 2차원 PC MRA 획득에 있어서 keyhole imaging과의 결합시 속도측정을 위해 재구성되는 위상차이영상(phase difference image)에 영향을 줄 수 있으며 속도측정에 오류를 범할 수 있는 요인이 된다. 따라서 본 연구에서는 2차원 PC MRA의 영상획득에 keyhole imaging기법을 적용하여 크기차이영상(magnitude difference image)의 재구성을 통해 혈관영상의 정확도를 비교평가 하였으며 위상차이영상을 통하여 keyhole imaging기법과 결합된 2차원 PC MRA의 속도측정 결과에 대한 정확도와 적용가능성을 확인하였다.

II. 재료 및 방법

1. Keyhole imaging기법

Keyhole imaging기법은 전체영역에 대해 샘플링 된 K

그림 1. 2차원 격자형태의 K공간에서의 일반적인 주파수영역 구성과 keyhole imaging기법 적용을 위한 주파수

Fig. 1. General frequencies composition of k-space on a rectilinear 2D grid and substitution frequency parts for keyhole imaging

공간 데이터를 기준영상으로 이용하고 역동적인 영상획득에 따른 나머지 영상들의 K공간 가운데 부분을 중심으로 일부분만을 획득하여 영상을 재구성한다[7-16]. 따라서 keyhole imaging기법을 통해 재정렬되는 K공간은 그림 1과 같이 가운데 부분은 실제로 획득한 K공간의 가운데 일부 영역과 나머지는 기준영상을 통해 획득되는 영역이 결합되는 형태로 구성된다[7,12].

일반적으로 K공간은 K공간의 중심부분의 낮은 주파수영역과 주변의 높은 주파수영역으로 구분되며 각 영역에 대한 부분적인 푸리에변환을 통하여 낮은 주파수영역은 대조도가 있는 영상이지만 위치정보의 손실로 인한 불분명한 영상을 획득하게 되며 높은 주파수영역은 높은 위치정보로 인해 윤곽은 구분할 수 있으나 대조도가 떨어진 영상을 획득하게 된다[17,18]. 이는 keyhole imaging기법을 적용하기 위한 기본적인 바탕이 되며 시간의 흐름에 따른 지속적인 영상획득의 경우, 높은 시간해상도와 낮은 공간해상도(spatial resolution)를 가지는 K공간의 중심부분의 반복적인 획득으로 변화되는 대조도의 차이가 영상화가 된다.

2. MRI 시스템 및 영상획득

실험에 사용된 MRI 시스템은 개방형 영구자석 0.32T (Magfinder II, (주)사이메딕스, 한국)를 사용하였으며 개방형 수직자계 형태로 세차주파수는 13.6 MHz, 자장의 균일도는 40 cm DSV $\leq$ 3 ppm(Vrms)이다. 경사자장 시스템의 최대 경사자장의 크기(maximum gradient amplitude)는

15 mT/m, 최대 슬루율(maximum slew rate)은 30 mT/m/msec, 도달시간(rising time)은 500 μ sec이다.

영상획득은 경사자장 기반의 2차원 PC MRA 펄스열과 두부코일을 이용하였다. 영상획득을 위한 영상화변수는 반복 시간(Time of Repetition, TR) = 32 msec, 에코타임(Time of Echo, TE) = 16 msec, 관심영역(Field of View, FOV) = 25 × 25 cm, 재구성 영상크기(reconstructed image matrix size) = 256 × 192, 단면두께(Slice thickness) = 20 mm, VENC(velocity encoding) = 30 cm/sec로 설정하였다.

3. Keyhole imaging을 이용한 영상재구성

Keyhole imaging기법의 적용을 위해서 혈류보상 경사자장이 가해지는 영상의 K공간을 전체 획득하여 기준영상으로 사용하고 각 방향별로 유속부호화 경사자장이 가해지는 영상들은 낮은 주파수영역만을 획득하였다. 위상부호화 방향으로 가해지는 경사자장 횡수의 조절을 통해 낮은 주파수영역을 설정하였으며 이는 획득하고자 하는 영상의 전체 위상부호화수에 대한 비율(keyhole factor)로 설정하였다. 본 연구에서는 keyhole factor를 16.7%, 33.3%, 50%, 66.7%, 83.3%로 설정하여 실험하였다. 또한 기준영상에서 획득되는 높은 주파수영역과 역동적인 스캔에서 획득되는 낮은 주파수영역의 결합으로 인해 발생하는 주파수영역의 불연속성과 위상정보의 손실을 최소화하고 재구성되는 영상의 인공물 및 오류발생 요인을 줄이기 위해 tukey 윈도우 함수를 이용한 필터링 과정을 수행하였다. Tukey 윈도우 함수는 Gibbs ringing 혹은 Truncation 인공물에 의한 영상의 왜곡을 보정하기 위해 주로 사용되며 높은 주파수영역을 부드럽게 감소시켜 영상의 왜곡을 보완하는 apodization 과정을 수행한다[19,20]. Tukey 윈도우는 형태적으로 주파수 특성이 구형(rectangular)인 형태와 cosine 형태의 윈도우가 결합된 모양을 나타내고 있다[21]. 따라서 설정된 대역폭에 대하여 진폭이 1을 유지하도록 하고 경계부분에서는 cosine 함수의 제곱형태로 감소하는 특징으로 대역폭과 기울기의 조절을 통해 Hanning 윈도우의 형태에서부터 구형과 윈도우의 형태로 변화시켜 사용할 수 있으며 이를 이용하여 높은 주파수 분해능과 주위 주파수 간섭으로 인한 신호왜곡을 조절할 수 있는 특징을 갖는다. 1차원에서의 tukey 윈도우 함수는 다음과 같이 나타낼 수 있다[19].

$$T(x) = \begin{cases} 1 & |k| < k_c \\ \cos^2\left(\frac{\pi(|k| - k_c)}{2\omega}\right) & k_c \leq |k| < k_c + \omega \\ 0 & k_c + \omega \leq |k| \end{cases} \quad (1)$$

Equation (1)에서 k 는 1, 2, 3 ... N으로서 윈도우의 최

대 공간주파수 위치를 나타내며 k_c 는 최대 비감쇠 공간주파수(maximum unattenuated spatial frequency), ω 는 롤 오프(roll-off) 거리를 나타낸다[19]. Tukey 윈도우 함수는 k_c 와 ω 의 파라미터 값에 의해 형태가 결정되어지며 이때 생성되는 윈도우는 0 ~ 1 사이의 최소·최대값의 범위를 가진다. k 값에 의해 윈도우의 최대폭이 정해지고 k_c 를 결정하여 윈도우의 최대값이 하강하는 지점이 결정되어 진다. 또한 k_c 와 k 값의 차이에 의해 ω 의 값이 정해지게 되며 이를 통하여 윈도우의 최대값에서 최소값으로 하강하는 기울기를 나타낼 수 있다. 본 연구에서는 최종적으로 복원되는 영상의 위상부호화 방향의 수를 토대로 k 값을 설정하였으며 keyhole factor에 따른 주파수 결합의 경계점에서의 불연속성을 최소화하기 위해 각 재구성영상마다 keyhole factor를 결정하는 위상부호화수를 기준으로 k_c 의 값을 설정하였다.

2차원 영상에 적용하기 위해 Eq. (1)은 다음과 같이 사용될 수 있다[15].

$$T_{2D}(k_x, k_y) = T(k_x)T(k_y) \quad (2)$$

본 연구에서는 keyhole imaging기법을 적용한 재구성 영상과의 비교를 위해 역동적으로 획득한 낮은 주파수영역 영상에 기준영상의 높은 주파수영역을 결합하는 대신, zero-padding 알고리즘을 사용하여 재구성 된 영상과의 비교과정을 수행하였다[14,22]. 정량적인 평가를 위해 artifact power를 측정하였으며 이를 위해 사용된 기준영상은 위상부호화수의 변화없이 획득한 원 영상이며 재구성된 영상은 keyhole imaging기법을 적용한 결과영상과 zero-padding을 적용한 결과영상을 각각 의미한다. Artifact Power는 Eq. (3)과 같이 정의되며 MRI 시스템을 통해 획득한 크기영상(magnitude image)을 바탕으로 적용하였다[23,24].

$$AP = \frac{\sum |I^{reference}(x,y)| - |I^{recon}(x,y)|^2}{\sum |I^{reference}(x,y)|^2} \quad (3)$$

또한 keyhole imaging을 결합한 영상재구성 과정에서 위상영상을 구하여 속도측정 과정을 수행하였으며 앞서 재구성한 크기영상과 마찬가지로 keyhole factor의 변화에 따른 측정을 수행하였다. 속도측정을 위한 관심영역(Region of Interest, ROI) 설정은 상시상정맥동(superior sagittal sinus)과 곧은정맥동(straight sinus)의 합류지점을 기준으로 설정하였으며 원 영상과 keyhole imaging, zero-padding기법을 적용하여 재구성 된 영상에서 위상차이영상을 획득하여 속도측정 과정을 수행하였다.

그림 2. 상시상정맥동을 기준으로 획득한 2차원 PC MRA 재구성 영상. ((A): 원 영상, (B)-(F): keyhole factor의 변화에 따른 keyhole imaging기법 적용 재구성 영상, (G)-(K): 동일한 keyhole factor에 따른 zero-padding기법 적용 재구성 영상)

Fig. 2. 2D PC MRA reconstructed images targeted on the superior sagittal sinus. The (A) image represents the full-sampled k-space data as original image. The (B)-(F) images represent reconstructed images using keyhole imaging technique. The (G)-(K) images represent the zero-padded images and the ratio of filled with zeros are used the same ratio from keyhole imaging

III. 결 과

2차원 PC MRA기법을 이용하여 획득한 두부의 시상면 혈관영상을 그림 2에 나타내었다. 그림 2의 (A)는 2차원 PC MRA 펄스열을 통해 획득한 원 영상을 나타내고 있으며 (B)~(F)는 keyhole imaging기법을 적용하여 각각 keyhole factor를 16.7%, 33.3%, 50%, 66.7%, 83.3%로 사용하여 재구성 된 영상을 나타내고 있다. (G)~(K)는 keyhole factor와 동일한 비율로 zero-padding을 적용하여 재구성 된 영상을 나타내고 있다. 재구성 된 영상을 통해 최소 50%이상의 keyhole factor를 사용하는 경우에 큰 영상왜곡이나 인공물에 의한 영향이 없음을 확인 할 수 있었다. Keyhole factor의 변화에 따른 원 영상과 keyhole imaging, zero-padding을 적용하여 재구성 된 영상간의 AP값을 그림 3에 나타내었다. AP값의 변화는 keyhole factor의 변화에 따라 1.01/1.09, 0.43/0.50, 0.13/0.15, 0.05/0.05, 0.01/0.01 (keyhole imaging기법/zero-padding기법)의 값으로 각각 나타났으며 zero-padding을 사용하는 경우보다 keyhole imaging기법을 사용하는 경우 AP 값이 상대적으로 낮게 나타남을 확인하였다. 또한 각 기법을 적용한 경우에서 keyhole factor의 사용이 원 영상의 위상부호화 수의 절반 (50% keyhole factor)의 사용에 이르기까지 AP값은 약 90% 정도가 감소하며 급격하게 변하는 양상을 나타내지만 이후

그림 3. Keyhole factor에 따른 keyhole imaging기법, zero-padding기법의 적용으로 재구성 된 영상과 원 영상간의 artifact power(AP)값 (○: keyhole imaging기법 적용으로 인한 AP, ●: zero-padding기법 적용으로 인한 AP)

Fig. 3. Artifact power(AP) values between fully sampled k-space image and reconstructed image using keyhole imaging technique or zero-padded image according to keyhole factors (number of phase encoding lines). The circle connected by line indicates the AP of keyhole imaging and filled circle connected by dotted-line indicates the AP of zero-padded image

에는 약 15%정도의 감소양상을 나타내며 변화정도가 줄어드는 형태로 나타났다. 이를 통해 각 기법을 통한 영상재구성에 있어서 keyhole factor의 증가에 따라서 AP값이 낮

그림 4. Keyhole factor에 따른 keyhole imaging기법, zero-padding기법의 적용으로 재구성 된 위상영상을 통한 속도측정값(○ : keyhole imaging기법 적용으로 인한 속도측정값, ● : zero-padding기법 적용으로 인한 속도측정값)

Fig. 4. Velocity measurements between fully sampled k-space image, keyhole image and zero-padded image. The circle and filled circle connected by line and dotted-line indicate the velocity of keyhole technique, zero-padded and original image, respectively

76

게 형성되고 있음을 알 수 있으며 특히 50%의 keyhole factor 사용 이후에 값의 변화가 0에 근접하게 나타남으로서 원 영상에 가까워지는 영상재구성 결과를 나타내고 있음을 확인할 수 있었다. 66.7% 이상의 keyhole factor를 사용하는 경우에는 zero-padding기법과 keyhole imaging기법의 사용에 대해서 동일한 AP값을 나타내었다. 그림 4에서는 재구성 된 영상들의 위상영상을 토대로 속도측정 결과를 나타내었다. 측정된 속도는 keyhole factor의 변화에 따라 평균 20.25/18.13, 24.13/23.20, 24.80/24.65, 24.93/25.53, 25.03/25.68(keyhole imaging기법/zero-padding기법)으로 각각 나타났으며 원 영상을 통한 속도측정결과는 평균 25.0 cm/sec으로 나타났다. 그림 3을 통한 AP값의 변화양상과 마찬가지로 50%의 keyhole factor를 적용한 경우까지 위상영상을 토대로 측정된 속도의 변화정도가 크게 나타났으며 50%의 keyhole factor의 사용 이후에 변화의 폭이 감소하는 형태로 나타났다. 각 기법을 적용한 경우에서 기준속도와 재구성된 영상을 통한 측정속도간의 비율은 16.7%의 keyhole factor를 사용하는 경우 81.0%/72.5%(keyhole imaging기법/zero-padding기법)이며 50%의 keyhole factor 사용시에 약 99%정도까지 증가함을 나타내고 있다. 앞서 그림 2에서의 크기영상을 통한 혈관의 영상화와 같이 50%의 keyhole factor를 넘어서는 수준에서의 keyhole imaging을 이용한 위상영상에서의 속도측정이 가능함을 확인할 수 있으며 zero-padding을 사용하는 경우보다 keyhole imaging기법을 사용하는 경우의 속도 측정값이 상대적으로 우세하게 나타남을 확인하였다. 또한 zero-padding기법을 사용하는 경우에는 50%의 keyhole factor를 사용 할 때 keyhole

imaging기법을 사용하는 경우와 비슷한 속도측정 결과를 나타내었지만 이후 keyhole factor가 증가함에 따라서 속도 측정값이 원 영상을 통한 결과보다 높게 측정 되는 결과를 나타내었다.

IV. 고찰 및 결론

본 연구에서는 2차원 PC MRA에 keyhole imaging기법을 적용한 크기차이 재구성 영상과 위상차이 재구성 영상을 통한 혈류영상화와 속도측정결과를 바탕으로 keyhole imaging기법을 적용한 2차원 PC MRA영상의 정확도와 적용 가능성을 확인하였다. 이를 위해 크기영상을 통한 두부의 혈관영상과 위상영상을 통한 속도측정을 통해 원 영상, zero-padding기법을 이용하여 재구성 된 영상과의 비교평가 및 질적인 수준의 검증을 시행하였다. 일반적으로 zero-padding을 적용하는 영상을 재구성하는 경우에서 높은 주파수영역의 손실로 인하여 영상에서 표현하고자 하는 경계(edge)부분 정보의 손실이 발생하며 신호대잡음비의 감소가 나타난다. 하지만 keyhole기법을 적용한 영상재구성은 시스템을 통해 획득한 낮은 주파수영역의 정보와 기준영상을 통해 획득한 높은 주파수영역의 결합으로 인하여 높은 주파수영역의 일방적인 손실이 발생하지 않으며 이를 통한 재구성 영상은 zero-padding기법과 비교하여 상대적으로 낮은 오차발생 경향을 나타내는 특성을 가진다. 이는 본 실험을 통한 결과를 바탕으로 확인할 수 있으며 결과적으로 50%이상의 keyhole factor를 사용하는 경우에는 keyhole imaging기법의 적용으로 크기영상의 정보확인 및 위상영상을 통한 속도측정이 용이함을 확인할 수 있었으며 zero-padding기법을 적용한 영상재구성의 결과에서도 마찬가지로 위상부호화수가 증가할수록 오차발생이 감소되지만 keyhole기법이 적용되는 경우에서 상대적으로 오차발생이 낮은 경향을 나타내고 있다. 또한 본 연구를 통한 결과를 바탕으로 50%이상의 keyhole factor를 이용한 keyhole imaging기법의 영상 재구성 과정에서 낮은 주파수영역과 높은 주파수영역의 서로 다른 결합으로 인해 주파수정보의 비연속성, 위상정보의 손실 등의 문제가 발생할 수 있지만, 원 영상과의 비슷한 속도 측정 결과를 나타내고 있음을 확인할 수 있었다. 본 연구를 통한 결과는 2차원 PC MRA와 keyhole imaging의 결합에 있어서 영상의 왜곡을 최소화 할 수 있는 적절한 keyhole factor의 정보를 제공할 수 있는 하나의 기초 자료로 사용될 수 있을 것으로 생각된다. 또한 본 연구에서 사용된 저자장의 MRI 시스템을 이용한 2차원 PC MRA의 사용은 낮은 시스템 하드웨어의 성능과 제한성으로 인해 영상획득에 많은 시간이 소모되지만, 향후 병렬영상처리를 위한 위상배열코일의 적용과의 결합과 함께 keyhole imaging기법을 적

용하여 사용함으로써 더욱 더 시간해상도를 증가할 수 있을 것으로 생각된다. 비록 본 연구 결과는 keyhole imaging 기법을 2차원 PC MRA에 적용하는 초기단계의 연구결과로서 단일 대상에 대한 실험적 결과의 획득 및 분석과정으로 인하여 결과의 일반화 과정에는 한계가 있지만 keyhole 기법의 결합을 통한 시간해상도 증가 가능성과 접근에 대해서 확인할 수 있는 연구이며 향후 많은 영상획득과 다양한 접근을 통한 분석으로 정량적인 평가의 통계적인 유의성을 증가하는 방안에 대해 수행하고자 한다.

참고문헌

- [1] V.M. Pai, "Phase contrast using multiecho steady-state free precession", *Mag Reson Med*, vol. 58, no. 2, pp. 419-424, 2007.
- [2] J. Huston III and R.L. Ehman, "Comparison of Time-of-Flight and Phase-Contrast MR neuroangiographic techniques", *Radiographics*, vol. 13, no. 1, pp. 5-19, 1993.
- [3] J.V. Velikina, K.M. Johnson, Y. Wu, A.A. Samsonov, P. Tur-ski and C.A. Mistretta, "PC HYPR flow: A technique for rapid imaging of contrast dynamics", *J Magn Reson Imaging*, vol. 31, no. 2, pp. 447-456, 2010.
- [4] J.R. Pernicone, J.E. Siebert, E.J. Potchen, A. Pera, C.L. Dumoulin and S.P. Souza, "Three-Dimensional Phase-Contrast MR Angiography in the Head and Neck: Preliminary Report", *Am J Roentgenol*, vol. 155, no. 1, pp. 167-176, 1990.
- [5] C.L. Dumoulin, S.P. Souza, M.F. Walker and W. Wagle "Three-dimensional Phase Contrast Angiography", *Magn Reson Imaging*, vol. 9, no. 1, pp. 139-149, 1989.
- [6] R. Hausmann, J.S. Lewin and G. Laub, "Phase-Contrast MR Angiography with Reduced Acquisition Time: New Concepts in Sequence Design", *J Magn Reson Imaging*, vol. 1, no. 4, pp. 415-422, 1991.
- [7] J.J. Van Vaals, M.E. Brummer, W.T. Dixon, H.H. Tuijthof, H. Engels, R.C. Nelson, B.M. Gerety, J.L. Chezmar and J.A. den Boer, "Keyhole method for accelerating imaging of contrast agent uptake", *J Magn Reson Imaging*, vol. 3, no. 4, pp. 671-675, 1993.
- [8] J. Beranek-Chiu, J.M. Froehlich, K.U. Wentz, A.N. Doert, C.L. Zollikofer and B.P. Eckhardt, "Improved vessel delineation in keyhole time-resolved contrast-enhanced MR angiography using a gadolinium doped flush", *J Magn Reson Imaging*, vol. 29, no. 5, pp. 1147-1153, 2009.
- [9] J.E. Bishop, G.E. Santyr, F. Kelcz and D.B. Plewes, "Limitations of the keyhole technique for quantitative dynamic contrast-enhanced breast MRI", *J Magn Reson Imaging*, vol. 7, no. 4, pp. 716-723, 1997.
- [10] T.A. Sparaggins, "Simulation of spatial and contrast distortions in keyhole imaging", *Magn Reson Med*, vol. 31, no. 3, pp. 320-322, 1994.
- [11] X. Hu, "On the 'keyhole' technique", *J Magn Reson Imaging*, vol. 4, no. 2, 1994.
- [12] S.O. Schoenberg, O. Dietrich and M.F. Reiser, *Parallel imaging in Clinical MR Applications*, Springer, 2007, pp 91-103.
- [13] J. Xiong, P.T. Fox and J.H. Gao, "The effects of k-space data undersampling and discontinuities in keyhole functional MRI", *Magn Reson Imaging*, vol. 17, no. 1, pp. 109-119, 1999.
- [14] S.W. Sun, Y.J. Chen, K.H. Chou and W.C. Chu, "Keyhole and zero-padding approaches for reduced-encoding diffusion tensor imaging of the mouse brains", *Magn Reson Imaging*, vol. 28, no. 10, pp. 1413-1419, 2010.
- [15] S. Heiland, P. Margosian, T. Benner, W. Reith, M. Forsting and K. Sartor, "Does the 'keyhole' technique improve spatial resolution in MRI perfusion measurements? A study in volunteers", *Neuroradiology*, vol. 43, no. 7, pp. 518-524, 2001.
- [16] C. Oesterle, R. Strohschein, M. Kohler, M. Schnell and J. Hennig, "Benefits and pitfalls of keyhole imaging, especially in first-pass perfusion studies", *J Magn Reson Imaging*, vol. 11, no. 3, pp. 312-323, 2000.
- [17] R.H. Hashemi, W.G. Bradley Jr and C.J. Lisanti, *MRI The Basics, 3rd ed*, Lippincott Williams & Wilkins, 2010, pp. 146-163.
- [18] D.W. McRobbie, E.A. Moore, M.J. Graves and M.R. Prince, *MRI From Picture to Proton, 2nd ed*, United Kingdom: Cambridge Univ. Press, 2004, pp. 108-136.
- [19] M.A. Bernstein, K.F. King and X.J. Zhou, *Handbook of MRI Pulse Sequence*, Elsevier Academic Press, 2007, pp. 494-499.
- [20] A.S. Nencka and D.B. Rowe, "Apodization and smoothing alter voxel time series correlations", in *Proc. 16th Intl Soc Mag Reson Med*, Toronto, Canada, 2008, pp. 2457.
- [21] J.C. Kaimal and L. Kristensen, "Time series tapering for short data samples", *Bound Layer Meteor*, vol. 57, no. 1-2, pp. 187-194, 1991.
- [22] M.A. Bernstein, S.B. Fain and S.J. Riederer, "Effect of windowing and zero-filled reconstruction of MRI data on spatial resolution and acquisition strategy", *J Magn Reson Imaging*, vol. 14, no. 3, pp. 270-280, 2001.
- [23] Jim X. Ji, J.B. Son and Swati D. Rane, "PULSAR: A MATLAB Toolbox for Parallel Magnetic Resonance Imaging Using Array Coils and Multiple Channel Receivers", *Concepts Magn Reson Part B*, vol. 31, no. 1, pp. 24-36, 2007.
- [24] X. Liu, X. Ye, S.Y. Zhang and F. Liu, "Self-calibrating coil sensitivity profiles for parallel imaging based on anisotropic diffusion", *J Multimedia*, vol. 5, no. 6, pp. 580-587, 2010.