Study on Volume Measurement of Cerebral Infarct using SVD and the Bayesian Algorithm

Do-Hun Kim[1,2], Hyo-Young Lee[1,3,*]

[1]Department of Biomedical Health Science, Graduate School of Dong-Eui University
[2]Department of Radiology, Pusan National University Yangsan Hospital
[3]Department of Radiological Science, Dongeui University

Received: August 10 2021. Revised: October 20, 2021. Accepted: October 31, 2021.

ABSTRACT

Acute ischemic stroke(AIS) should be diagnosed within a few hours of onset of cerebral infarction symptoms using diagnostic radiology. In this study, we evaluated the clinical usefulness of SVD and the Bayesian algorithm to measure the volume of cerebral infarction using computed tomography perfusion(CTP) imaging and magnetic resonance diffusion-weighted imaging(MR DWI). We retrospectively included 50 patients (male : female = 33 : 17) who visited the emergency department with symptoms of AIS from September 2017 to September 2020. The cerebral infarct volume measured by SVD and the Bayesian algorithm was analyzed using the Wilcoxon signed rank test and expressed as a median value and an interquartile range of 25 - 75 %. The core volume measured by SVD and the Bayesian algorithm using was CTP imaging was 18.07 (7.76 - 33.98) cc and 47.3 (23.76 - 79.11) cc, respectively, while the penumbra volume was 140.24 (117.8 - 176.89) cc and 105.05 (72.52 - 141.98) cc, respectively. The mismatch ratio was 7.56 % (4.36 - 15.26 %) and 2.08 % (1.68 - 2.77 %) for SVD and the Bayesian algorithm, respectively, and all the measured values had statistically significant differences ($p < 0.05$). Spearman's correlation analysis showed that the correlation coefficient of the cerebral infarct volume measured by the Bayesian algorithm using CTP imaging and MR DWI was higher than that of the cerebral infarct volume measured by SVD using CTP imaging and MR DWI ($r = 0.915$ vs. $r = 0.763$; $p < 0.01$). Furthermore, the results of the Bland Altman plot analysis demonstrated that the slope of the scatter plot of the cerebral infarct volume measured by the Bayesian algorithm using CTP imaging and MR DWI was more steady than that of the cerebral infarct volume measured by SVD using CTP imaging and MR DWI ($y = -0.065$ vs. $y = -0.749$), indicating that the Bayesian algorithm was more reliable than SVD. In conclusion, the Bayesian algorithm is more accurate than SVD in measuring cerebral infarct volume. Therefore, it can be useful in clinical utility.

Keywords: Cerebral Infarction Volume, CT Perfusion, MR Diffusion, SVD, Bayesian

I. INTRODUCTION

급성 허혈성 뇌졸중(Acute Ischemic Stroke; 이하 AIS)은 뇌 조직에 혈액을 공급하는 혈관이 막혀 국소 뇌 조직이 기능을 잃어 신체 부위에 장애를 유발한다. 이는 심각한 후유증과 장애를 가져와 심할 경우 사망에 이르게 하는 신경학적 질환으로 선진국에서는 주요한 사망원인 중 하나로, 우리나라의 경우 약 10만 명 이상의 환자가 매년 발생하고 있으며[1], 고령화 사회로 접어들면서 뇌졸중 유병률이 더욱 증가할 것으로 예측된다. AIS의 치료 방법으로 1995년 임상시험(NINDS rtPA) 이후 2014년까지 효과가 입증된 유일한 치료는 정맥 내 혈전용해술(Intravenous recombinant tissue - type plasminogen activator trial; IV t-PA)이었다[2]. 하지만 정맥 내 혈

* Corresponding Author: Hyo-Young Lee E-mail: lhy250@deu.ac.kr Tel: +82-51-890-2679
Address: Dong-Eui University of Busan, 176 Eomgwang-ro, Busan-jingu, 614-714, Republic of Korea

전용해술은 증상 발생 시간 후 3에서 4.5 시간 이내의 환자에만 적용되었다. 그리고 말단 동맥에 발생한 작은 혈전 치료에는 효과를 보였지만 큰 혈관의 경우는 재 개통률이 낮은 단점이 있다[3]. 이와 같은 이유로, 두개강 내 혈관의 막힌 부위까지 직접 미세도관(Micro catheter)을 삽입하여 약물로 혈전을 녹이거나, 제거하는 치료법이 주목받으면서 기계적 동맥 내 재개통술(Endovascular mechanical thrombectomy; EMT) 개발을 위한 많은 시도가 있었으나, 2013년 발표된 3개의 무작위 배정 임상시험(IMS- III, MR RESCUE, SYNTHESIS)에서 그 효용성을 입증하지 못하였다[4-7]. 이후 2015년에 발표된 5개의 무작위 배정 임상시험(MR CLEAN, ESCAPE, EXTEND-IA, SWIFT PRIME, REVASCAT)에서 급성 허혈성 뇌졸중 환자의 치료에 있어 혈관내치료(Endovascular treatment; EVT)의 효용성을 입증하였다[8-11]. AIS 환자의 영상학적 검사 중 관류 전산화단층촬영(Computed tomography perfusion; CTP) 검사는 뇌경색의 중심부(Core)와 회복 가능한 뇌 조직을 의미하는 허혈성 반음영(Penumbra)이 남아있는지 평가할 수 있다[9]. 2018년 DAWN과 DEFUSE-3 임상 연구에서 환자 선별을 위해 관류 전산화단층촬영 검사를 이용하였으며, 특히 6시간 이후부터 24시간 이내의 환자에서 동맥 내 재개통술의 유용성을 검증하기 위한 관류 전산화단층촬영 검사의 중요성이 높아지고 있다[12-14]. AIS 환자의 진단에서 확산강조 자기공명영상(Magnetic resonance diffusion weighted image; MR DWI) 검사 또한 영상학적 검사의 중요한 부분을 담당하고 있다. 확산강조 자기공명영상 검사는 급성 뇌경색의 진단 민감도가 가장 높으며 뇌경색의 부피를 정확히 정량화할 수 있다[15].

손상된 뇌 조직을 살리기 위한 진단과 치료 목적으로 뇌 관류 영상에서 관류-확산 불일치의 비율(이하 Mismatch ratio)을 이용할 수 있다[16]. 이때 관류와 확산 사이에 불일치가 있으면 뇌경색이 완전하지 않고 혈전 분해로 인해 여전히 뇌세포를 살릴 수 있다는 것을 의미하고, 반면에 관류와 확산 부위가 일치하는 경우 대개 뇌경색이 완치되었거나 더 이상 진행하지 않음을 의미한다[17]. 건강보험심사평가원((Health Insurance Review and Assessment Service; HIRA, 2019) 지침 중 기계적 혈전제거술용 치료재료(회수성 stent, 흡인성 catheter)의 급여기준 고시에 따르면 두개강 내 대형 혈관(두개강 외 경부혈관 포함)의 폐색으로 인한 급성 허혈 뇌졸중으로, 1) 증상 발생 8시간 이내인 환자 2) 증상 발생 3시간 이내인 환자 중 정맥 내 혈전용해술이 실패하거나 투여에 대한 금기증에 해당되는 환자를 기준으로 하고 있고, 증상발생 8시간 이후부터 24시간 이내의 환자는 영상검사 결과 뇌경색의 크기가 한쪽 뇌 반구의 1/5 이하이면서 1) NIHSS점수 6-10점 미만은 mismatch ratio 1.8 이상 또는 mismatch volume 15 ml 이상, 2) NIHSS 점수 10점 이상 두 가지 조건 중 한 가지를 만족하는 경우에 요양 급여를 인정하고 있다[18].

AIS 환자의 뇌경색 중심부(Core)와 허혈성 반음영(Penumbra)의 부피, 관류-확산의 불일치 비율(Mismatch ratio)은 관류 영상 검사 후 재구성 방법을 이용하여 측정할 수 있다. 현재 가장 많이 사용되는 방법은 특이값 분해(Singular value decomposition; 이하 SVD)를 기초한 방식이다. 이것은 환자의 움직임과 영상의 잡음에 매우 민감한 특징이 있으며[19,20], 혈류의 흐름과 평균 이동시간(Mean transit time; MTT)을 느리게 평가하는 오류를 드물게 발생한다[21]. 최근 상용화된 Bayesian 알고리즘의 영상 재구성 방법은 SVD 방식과는 달리 잔류함수 추정 시 진동, 시간 지연, 잡음의 영향을 최소화하는 확률론적 방법으로[22,23], 영구적인 중뇌동맥 경색 환자의 허혈성 뇌경색 부피를 측정하는 데 매우 중요한 가능성을 보여주었다[24,25]. 또한 디지털 팬텀을 이용한 연구에 따르면, Bayesian 알고리즘은 낮은 SNR에도 불구하고 넓은 범위에서 정확한 MTT의 절대값을 생성 할 수 있음을 증명하였고, SVD에서 불가피한 MTT 추정의 부정확성을 극복한 결과도 얻을 수 있다[26].

2020년 5월 국내에서 최초로 경남 양산 소재지의 P 대학병원에 Bayesian 알고리즘을 사용하는 후처리 프로그램(Olea Sphere ver 3.0 [SP20.0], Olea Medical Solutions, La Ciotat, France)이 설치되어 현재 상용화 중이다. 해외에서는 SVD와 Bayesian의 연구가 진행되고 있지만 국내에서는 아직 두 방법의 비교연구가 시도된 바가 없기에, 저자는 본 연

구에서 SVD와 Bayesian 알고리즘을 이용하여 뇌경색 부피를 측정하고 Bayesian 알고리즘의 임상적 유용성을 알아보고자 하였다.

II. MATERIAL AND METHODS

1. 연구 대상

본 연구는 양산 P 대학병원의 임상 시험심사위원회에 심의면제신청을 하여 심의를 받았다(IRB No. 05-2020-192).

2017년 9월 1일부터 2020년 9월 30일까지 급성 뇌졸중 증상으로 응급실을 내원한 환자를 대상으로 의료영상기록을 후향적으로 분석하였다. 연구 대상자는 중 대뇌동맥 폐색으로 인한 편측마비 진단을 받아 증상 발생 이후 12시간 이내 관류 전산화단층촬영(CT Perfusion)과 확산 자기공명영상(MR Diffusion) 검사를 동시에 시행한 환자를 대상으로 하였고, 최종적으로 기계적 동맥 내 재개통술(Endovascular mechanical thrombectomy)을 시행한 총 50명을 선택적으로 분석하였다. 모든 대상자는 신경학적 뇌졸중 척도(National institutes of health stroke scale; NIHSS) 6점 이상인 중등도 환자들이었으며, MR Diffusion 검사 후 측정한 뇌경색 부피는 최소 5cc 이상이었다.

2. 실험 장비

2.1 CT 실험 장비와 파라미터

CT는 Somatom Definition AS(Siemens Healthcare, Germany) 장비를 사용하였다. 스캔 파라미터는 z축의 100 mm 범위, 슬라이스 두께 5 mm, 콜리메이션 128 × 0.625 mm, 80 kV, 250 mA, 유효 선량 3.3 mSv이었다. 총 30회의 연속 Spiral(나선형) 획득을 통해 60초의 영상 지속 시간(사이클 당 2초)을 얻었다. 영상은 조영제 자동 주입기(Medrad Stellant CT injection system, Bayer Healthcare, U.S)를 사용하여 5.0 ml/sec 속도로 조영제(370 mg/mL iodine, Ultravist, Shering) 총 40 ml와 생리 식염수(Normal Saline) 60 ml를 연속 주입하여 획득하였다.

2.2 MR 실험 장비와 파라미터

MR 영상은 3.0 Tesla MR 기기 (Magnetom Skyra, Siemens Healthcare, Germany)에서 획득하였다. 수신 코일(Received coil)은 Head/Neck coil (20 channel)을 사용하였으며 확산강조 영상은 single-shot, EPI(echo - planar imaging)기법으로 촬영하였다. b-value 1,000 s/mm2로 3방향으로 확산 경사 자계를 가한 후 영상을 얻고 추가로 b-value 0 s/mm2로 영상을 얻었다. 촬영조건은 반복 시간/에코 시간(Repetition time; TR/Echo time; TE)은 4,000/80 msec 이상, 관심영역(Field of view; FOV)은 220 mm, matrix size는 192 × 192, 절편 두께(Slice thickness)/간격(Gap)은 5/1.5 mm, 여기 횟수(Number of excitation; NEX)는 2로 하였다.

3. 연구 방법

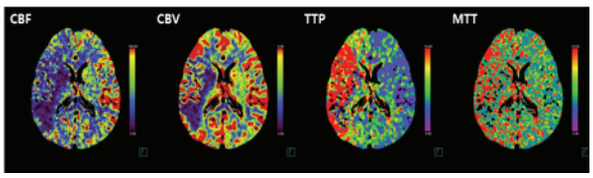
3.1 영상 후처리 방법

관류 CT 영상은 FDA 승인된 후처리 소프트웨어인 Sphere(Olea Sphere [SP20.0], Olea Medical Solutions, France La Cioat)를 사용하여 분석하였다. 클러스터 분석 알고리즘을 사용하여 동맥 입력 기능이 자동으로 검출되었고, 이후 동일한 동맥 입력 함수(Arterial input function; AIF)를 사용하여 SVD방법과 Bayesian 방법으로 관류 지도를 생성했다. 이렇게 생성된 뇌 혈류 (CBF), 뇌 혈류용적 (CBV), 조영제 평균 통과시간 (MTT) 및, 최고치 도달시간 (TTP)의 파라메트릭 영상 지도는 기존에 본원에서 사용하고 있던 지멘스사의 후처리 방법과 비교하여 Fig. 1에 나타내었다.

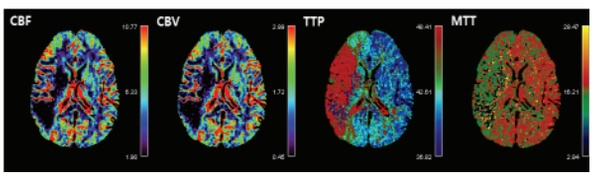
3.2 뇌경색 부피 측정 알고리즘(algorithm)

(1) 특이값 분해(Singular value decomposition; SVD)

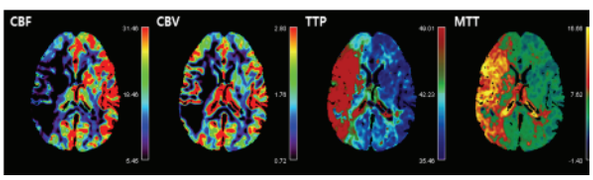
행렬을 특정한 구조로 분해하는 방식으로, 통계와 신호 처리 등의 분야에서 사용된다. 특이값 분해는 행렬의 스펙트럼 이론을 임의의 직사각행렬에 대해 일반화한 것이다. 스펙트럼 이론을 이용하면 직교 정사각행렬의 값을 기저로 하여 대각행렬로 분해할 수 있다.



(A) Siemens syngovia



(B) Olea SVD



(C) Olea Bayesian

Fig. 1. Comparison of Color Map Reconstruction Image of SVD and Bayesian.

실수나 복소수로 이루어진 체 K의 원소로 구성되는 m × n 행렬 M에 대해, M은 다음과 같은 세 행렬의 곱으로 분해할 수 있다.

M = ∪∑V*

· ∪는 m × m 크기를 가지는 유니터리 행렬(Unitary matrix)이다.

· ∑는 m × n 크기를 가지며, 대각선상에 있는 원소의 값은 음수가 아니며 나머지 원소의 값이 모두 0인 대각행렬이다.

· V*는 V의 켤레전치 행렬(Conjugate transpose)로, n × n 유니터리 행렬이다. 이처럼 행렬 M을 세 행렬의 곱으로 나타내는 것이 M의 특이값 분해이다.

(2) Bayesian 알고리즘

Bayesian 알고리즘의 배경은 베이즈 추론(Bayes' inference)에 의한 것이다. 실험을 통하여 추가 정보를 얻은 다음, 베이즈 정리를 사용하여 가설 확률을 업데이트하는 통계적 추론 방법이다. 데이터를 주어진 조건에 맞게 적응하도록 동적으로 분석할 때 주로 적용되며, 최근의 인공지능 분야에서는 사전 데이터로부터 배운 지식을 추가 데이터로 조건에 맞게 업데이트할 때 사용한다.

A, B는 독립사건이고, B가 발생할 확률 P(B)는 0이 아닐 때, 베이즈 정리는 다음과 같이 Eq. (1)로 나타낼 수 있다.

$$P(A/B) = \frac{P(B/A)P(A)}{P(B)} \quad (1)$$

3.3 뇌경색 부피 측정 임계값

두 개의 확립된 CTP 임계값을 사용하여 경색 부피를 추정했다. SVD 방식은 뇌 반구 반대편 영역에 상대적으로 CBF 임계값 40 % 이하로 감소하고, Tmax 2초 이상 지연을 core volume으로, Tmax 6초 이상 지연일 때 관류의 저하 영역 penumbra로 계산하였고, Bayesian 방식은 상대적으로 CBF 임계값 25 % 이하, TTP 5초 이상 지연을 core volume으로, 역시 penumbra도 TTP 5초 이상 지연으로 계산하였고, 이 기준값을 Table 1에 나타냈다. 확산강조영상에서 core volume은 현성확산계수(ADC)에서 0.6 × 10^{-3} mm^2 / s 이하 값을 자동으로 선택하여 측정하였다. 이 임계값은 디지털 팬텀을 사용한 CT 및 MR 관류 분석 소프트웨어의 연구 기준에 따랐다[27]. 각각의 조건으로 획득한 CT SVD core와 penumbra volume, CT Bayesian core와 penumbra volume, MR diffusion core volume 분석 영상을 Fig. 2 에 표시하였다.

Table 1. Thresholds for Measuring Cerebral Infarction Volume between SVD and Bayesian

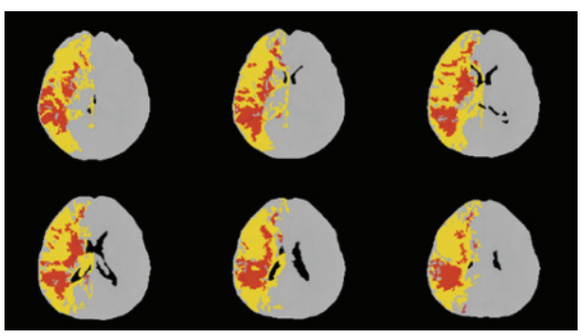
	Olea sphere	
	SVD	Bayesian
Core volume	CBF < 40 % Tmax > 2 s	CBV < 25 % TTP > 5 s
Penumbra	Tmax > 6 s	TTP > 5 s

4. 통계 분석 방법

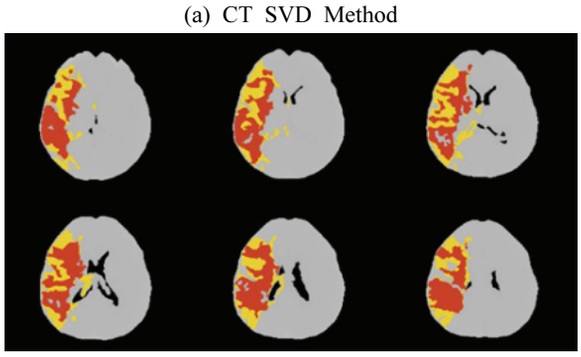
통계 분석은 PASW(PASW statistics, ver. 25.0, SPSS, Chicago, USA)를 사용하였으며 통계적 유의수준은 0.05로 설정하였다. CT 검사에서 SVD로 측정한 core volume, penumbra volume, mismatch ratio와 Bayesian으로 측정한 core volume, penumbra

volume, mismatch ratio의 측정값을 윌콕슨 부호순위 검정(Wilcoxon signed rank test) 통계분석으로 비교하였다.

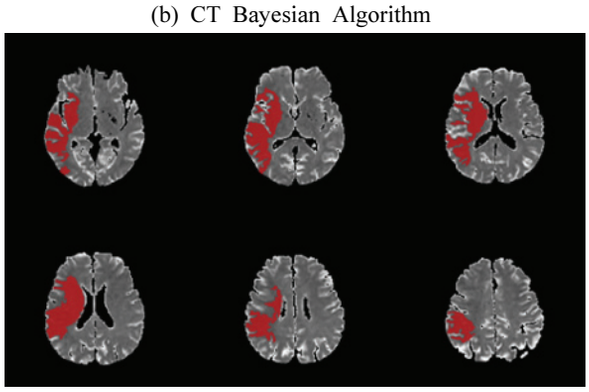
CT SVD, CT Bayesian, MR diffusion 검사로 측정한 뇌경색 중심부(core) 부피의 상관관계는 스피어만 상관분석(Spearman's correlation analysis)을 이용하였고, Fisher z transformation test를 통해 상관계수를 비교하였다. Bland Altman Plot 분석으로 CT SVD와 MR core volume, CT Bayesian과 MR core volume의 산점도 분포를 비교하여 검사 간 신뢰성을 평가하였다.



(a) CT SVD Method



(b) CT Bayesian Algorithm



(c) MR Fiffusion ADC Map

Fig. 2. Image of Cerebral Infarction Core and Penumbra. The Red Area Means Core Volume and the Yellow Area Means Penumbra Volume.

III. RESULT

1. 연구 대상 분석 결과

연구 대상자는 총 50명(남:여=33:17)으로 대상자들의 연령 분포는 26세에서 86세(평균 69세)이었고, 영상 판독 결과를 참고하여 중간 대뇌동맥 폐색(좌:우=19:31)을 진단받은 환자들이었다.

모든 대상자는 영상의학 검사 후 동맥 내 재개통술(Thrombectomy)을 시행하였으며, 이중 정맥 내 혈전용해제(t-PA) 투여를 적용한 환자는 30명이었다. 증상 발생 후 최초 영상 검사까지 소요된 시간은 평균 131±64분(최소 40분, 최대 290분)이었고, CT 검사와 MR 검사 사이 간격은 평균 161±80분(최소 20분, 최대 360분)이었다. NIHSS 점수는 평균 14.44±3.94(최하 6점, 최고 23점)이었으며, MR 검사의 최종 경색 부피는 48.77±43.25 cc 이었다. 연구 대상자의 일반적 특성을 Table 2에 나타내었다.

Table 2. General Characteristics of the Study Subjects (n=50)

Gender (M / F)	33 / 17
Age (y)	69 ± 12(26-86)
MCA Infarction (Lt. / Rt.)	19 / 31
Onset - First Exam (min.)	131 ± 64
CT between MR (min.)	161 ± 80
MR core volume (cc)	48.77 ± 43.25
NIHSS	14.44 ± 3.94
t-PA (Use / Not)	30 / 20

2. 통계 분석 결과

2.1 CT SVD와 CT Bayesian의 기술 통계량

CT SVD와 CT Bayesian의 뇌경색 중심부(Core) 부피(단위: cc)와 반음영(Penumbra) 부피, 관류-확산 불일치 비율(Mismatch ratio)의 기술 통계량은 비모수 검정법인 Wilcoxon signed rank test를 하였다. 결과 값은 중앙값(Median)과 사분범위(IQR 25-75 %)로 비교하였고 모든 측정값은 소수점 둘째 자리까지 표기하였다. Core volume은 SVD가 18.07 (IQR 7.76-33.98), Bayesian은 47.3 (IQR 23.76-79.11)으로, Penumbra volume은 SVD가 140.24 (IQR 117.80-176.89), Bayesian은

105.05 (IQR 72.52-141.98)로 측정되었다. Mismatch ratio는 SVD가 7.56 (IQR 4.36-15.26), Bayesian은 2.08 (IQR 1.68-2.77)로 측정되었으며, 검증 결과 SVD와 Bayesian의 측정값은 모두 유의확률 0.000 ($p<0.05$)으로 통계적으로 유의미한 차이가 있었으며 Table 3에 나타내었다.

Table 3. Wilcoxon Signed Rank Test for SVD and Bayesian

	Method	n = 50 Median (IQR)	p
Core volume(cc)	SVD	18.07 (7.76 - 33.98)	0.000
	Bayesian	47.3 (23.76 - 79.11)	
Penumbra volume(cc)	SVD	140.24 (117.8 - 176.89)	0.000
	Bayesian	105.05 (72.52 - 141.98)	
Mismatch ratio(%)	SVD	7.56 (4.36 - 15.26)	0.000
	Bayesian	2.08 (1.68 - 2.77)	

2.2 CT SVD, CT Bayesian, MR diffusion 검사의 뇌경색 중심부 부피의 측정

(1) CT SVD, CT Bayesian, MR diffusion 검사로 측정한 Core volume의 측정값

세 가지 방법으로 측정한 Core volume은 평균(Mean)과 표준편차(Standard deviation; SD) 표기하였다. CT에서 SVD로 측정한 뇌경색 부피(cc)는 26.61±28.31, Bayesian으로 측정한 뇌경색 부피는 55.38±37.96, MR로 측정한 뇌경색 부피는 48.77±43.25로 모든 측정값은 통계적으로 유의미한 차이가 있었고($p<0.05$) Table 4에 나타내었다.

Table 4. Measured Volume of Cerebral Infarction Core Volume(cc)

	n=50 Mean ± SD	p
CT SVD	26.61 ± 28.31	0.000
CT Bayesian	55.38 ± 37.96	0.018
MR diffusion	48.77 ± 43.25	0.000

(2) CT SVD, CT Bayesian, MR diffusion으로 측정한 Core volume의 상관관계 분석

세 가지 방법으로 측정한 Core volume의 상관분석은 스피어만 분석(Spearman's correlation analysis)을 이용하였다. MR 경색 부피는 CT SVD와 상관계수(Correlation coefficient, r)가 0.763으로 높은 양의 상관관계를 보였고, CT Bayesian과 상관계수는 0.915로 더욱더 높은 양의 상관관계를 보였다. 또한 CT SVD와 CT Bayesian의 상관계수는 0.792로 높은 양의 상관관계($p<0.01$)를 Table 5에 나타내었다.

Table 5. Correlation Analysis Results of CT SVD, CT Bayesian, MR Diffusion Core Volume Measurements

	CT SVD	CT Bayesian	MR diffusion	p
CT SVD	1.000			
CT Bayesian	0.792**	1.000		**p<0.01
MR diffusion	0.763**	0.915**	1.000	

(3) 상관계수(Correlation coefficient, r 값) 비교

Fisher z transformation을 통해 CT SVD와 MR, CT Bayesian과 MR 간의 상관계수를 비교하였다. 상관계수 50개의 표본 수에 대한 상관계수를 비교하였을 때 z=-2.686, p=0.004로 통계적으로 유의한 차이($p<0.05$)가 있었으며 Table 6에 나타내었다.

따라서 CT SVD보다 CT Bayesian이 MR 검사의 뇌경색 부피와 더 높은 양의 상관관계를 보였다

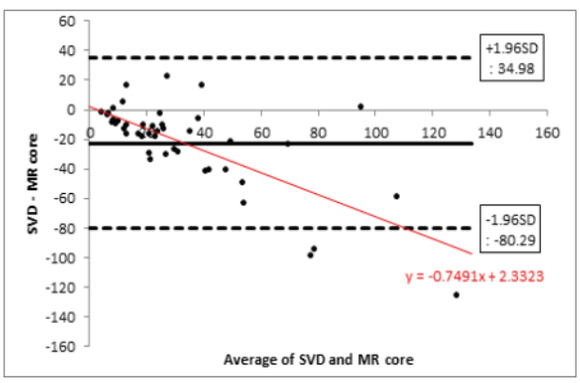
Table 6. Comparison of Correlation Coefficients with Fisher Z Transformation

	n	r
correlation 1	50	0.763
correlation 2	50	0.915
Test Statistic	-2.686	
Probability p	0.004	

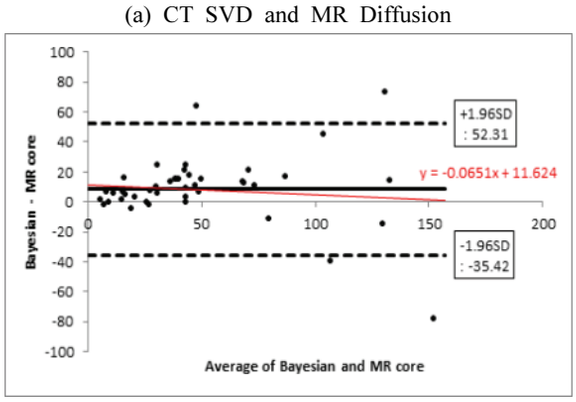
* r = correlation coefficient
* Calculation according to Eid, Gollwitzer & Schmitt, 2011, pp. 547; single sided test

3. SVD와 Bayesian 알고리즘의 측정값 신뢰성 평가

동일한 대상에서 SVD와 Bayesian 알고리즘의 두 가지 방법으로 뇌경색 부피를 측정하였고, 두 방법의 신뢰성을 평가하기 위해 MR 검사로 측정한 뇌경색 부피와 각각 블랜드 알트만 산점도(Bland altman plot) 분석을 하였다. 그래프 분석 결과 CT SVD와 MR core의 평균값과 표준편차는 22.65±29.40, 산점도 기울기 y= -0.749 이며, CT Bayesian과 MR core의 평균값과 표준편차는 8.44±22.38, 산점도 기울기 y= -0.065 로 측정되었으며 Fig. 3에 나타내었다. 따라서 Bayesian이 SVD보다 산점도 기울기가 완만하게 측정되어 더 높은 신뢰성을 나타내었다.



(a) CT SVD and MR Diffusion



(b) CT Bayesian and MR Diffusion

Fig. 3. Bland Altman's Plot of Cerebral Infarction Core Volume.

IV. DISCUSSION

급성 허혈성 뇌졸중(Acute ischemic stroke; AIS) 환자에서 가장 중요한 치료법은 혈전용해술 등으로 폐색된 혈관을 조기에 개통하고, 허혈 부위의 빠른 혈류의 공급으로 세포의 기능을 다시 살리는 것이다[28-30]. 혈전용해술의 이론적 근거가 되는 허혈성 반음영(Ischemic penumbra)은 혈류 저하로 인해 세포 기능이 정지되어 있으나 혈류공급이 재개되면 기능이 회복되는 가역적 손상을 받은 부위로, 혈류가 재개통 되지 않으면 뇌경색으로 진행되는 부위를 말한다[31]. 본 연구에서 SVD와 Bayesian 알고리즘을 이용해 관류 CT 영상에서 뇌경색 중심부(Core)와 허혈성 반음영(Penumbra)의 부피를 측정하여 관류-확산의 불일치(Perfusion-diffusion mismatch)를 비교하였다. 일반적으로 Mismatch 부위는 혈류가 감소되어 있지만, 시간이 지나도 뇌경색으로 진행되지 않는 부위를 포함하고 있으므로 허혈성 반영부를 과다하게 평가하는 것으로 알려져 있다[32]. 따라서 관류-확산의 불일치가 있더라도 뇌경색으로 진행될 부위와 다시 회복할 수 있는 부위를 구분하기 위해서는 관류지도의 정성적인 분석과 관류 저하의 정량적 평가 방법이 필요하고 이에 대한 연구들이 시도되고 있다[33]. 관류 정도를 정량적으로 평가하기 위해 상대적 뇌 혈류(Cerebral blood flow; CBF), 뇌 혈류 용적(Cerebral blood volume; CBV), 및 조영제 평균통과시간(Mean transit time; MTT) 지도를 이용하며 지도상 뇌경색 진행 부위와 생존 부위의 관류량을 측정하여 경계치를 찾는 방법이 주로 사용된다. 그러나 지금까지의 결과는 어떤 관류지도가 가장 유용하며 그 경계치가 얼마인지에 대한 의견은 다양하다[34,35]. AIS 환자의 가장 효과적인 치료법은 동맥 내 재개통술(Endovascular thrombectomy)이다. 2018년 DAWN과 DEFUSE-3 임상연구에서 관류 CT 검사를 이용하여 6시간 이후 24시간 이내의 환자에서 동맥 내 재개통술의 유용성에 대한 연구 결과를 발표하였고[36], 이후 시술 가능 시간의 연장에 대한 높은 관심과 연구들이 진행되고 있다[37-39]. 동맥 내 재개통술을 위해 뇌경색 중심부와 주위의 허혈성 반음영 영역을 측정하는 여러 소프트웨어 중 현재 가장 많이 사용되고 있던 SVD 방식은 영상의 잡음에 매우 민감한 단점을 가진다[40]. 또한, SVD는 병변 부위 혈류의 평균 이동시간을 반대로 측정하는(Negative MTT) 오류를 가지고 있는데, 본 연구의 재구성 영상 중 MTT 관류지도에서도 이 한계점을 확인할 수 있었고 Fig.. 1

b에 나타내었다. 반면 새롭게 상용화된 Bayesian 방식은 이러한 SVD의 한계점을 극복할 수 있는 확률적 방식의 알고리즘이다. 해외의 선행 연구들에 따르면 Bayesian은 노이즈의 영향을 최소화 하며 낮은 신호 대 잡음비(Signal to noise ratio; SNR)에도 불구하고 정확한 CBF와 MTT 측정이 가능한 장점이 있다[41]. 디지털 팬텀을 이용한 연구에서도 관류 CT 검사에 대한 Bayesian의 우수한 정확도를 평가하였다[42]. 또한 2020년 영국의학저널(British medical journal; BMJ)의 관류 CT 검사에서 소프트웨어의 평가연구에 따르면, Bayesian을 이용한 OLEA Sphere는 SVD 방식의 Vitrea와 RAPID에 비교하여 뇌경색 측정 소프트웨어 중 가장 정확한 것으로 입증되었다[42]. Bayesian 방식의 OLEA 소프트웨어가 2020년 5월 국내에서 처음 상용화되었고 현재 Bayesian 알고리즘을 이용한 뇌경색의 부피 측정 연구가 국내에서는 시도된 바가 없었기에 본 연구에서 Bayesian의 임상적 유용성을 알아보고자 하였다. 뇌경색 중심부 부피(단위: cc, 표기 : Median, IQR 25-75 %)는 SVD가 18.07 (7.76-33.98), Bayesian은 47.3 (23.76-79.11)으로 측정되었고, 반음영 영역은 SVD가 140.24 (117.80-176.89), Bayesian은 105.05 (72.52-141.98)으로 측정되었다.

결과적으로 Bayesian을 이용한 측정값은 뇌경색 중심부는 상대적으로 크게, 반음영 부피는 작게 측정되었음을 알 수 있었다. SVD와 Bayesian 두 알고리즘의 검증 방법으로 관류 CT 검사의 뇌경색 부피 측정 결과를 확산강조 MR 검사의 뇌경색 부피와 상관관계를 비교하였다. 그 결과 MR 검사로 측정한 뇌경색 부피와 CT Bayesian과의 상관계수(r=0.915)는 CT SVD와의 상관계수(r=0.763)보다 더욱 높은 양의 상관관계를 보였다($p<0.01$). 또한, Bland altman plot 분석 결과 Bayesian과 MR core의 산점도 기울기(y= -0.065)는 SVD와 MR core의 기울기(y= -0.749)보다 완만하게 측정되어 Bayesian의 측정값이 더 높은 신뢰성을 나타내었다. 결과적으로 Bayesian을 이용한 뇌경색 부피 측정은 기존의 SVD 방식보다 더 높은 정확도가 있다는 결과를 도출하였고, 이는 해외의 선행 연구 결과를 뒷받침할 근거가 될 것이다.

본 연구의 제한점은 정맥 내 혈전용해술(Tissue plasminogen activator; t-PA) 적용 여부와 시간 지연에 따른 뇌경색 영역의 변화에 대한 것이다. 연구를 시작하면서 세포의 괴사가 진행된 뇌경색의 중심부(Core) 부피는 시간이 지나도 회복할 수 없다는 가설을 세웠다. 하지만 연구 대상자 50명 중 30명은 t-PA를 사용하였고 실제 약물 사용으로 인해 자발성 혈류 재개통으로 뇌경색 영역의 변화 가능성에 대한 의문을 가지게 되었다. 또한 CT와 MR 검사 사이 시간의 지연으로 인한 뇌경색 중심부와 반음영 영역의 증감에 대한 가능성을 배제할 수 없었는데, 이에 대한 정확한 기준과 자료는 찾기 힘들었다. 약물의 사용 유무와 시간의 지연에 따른 뇌경색 영역의 변화는 앞으로 본 연구자가 Bayesian 알고리즘을 이용하여 연구를 이어 나갈 수 있는 계기가 될 것이다.

V. CONCLUSION

Bayesian 알고리즘은 급성 뇌졸중 환자의 치료방침을 결정하거나 뇌경색의 부피를 정량적으로 더욱 정확히 측정하기 위해 임상에서 적용될 수 있을 것으로 생각된다.

Acknowlegement

이 성과는 2019년도 정부(과학기술정보통신부)의 제원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임.(NRF-2019R1G1A109976113)

Reference

[1] M. P. Lindsay, B. N., Ralph L Sacco, Michael Brainin, Werner Hacke, Sheila Martins, Jeyaraj Pandian, Valery Feigin, "World Stroke Organization (WSO): global stroke fact sheet 2019", International Journal of Stroke, Vol. 14, No. 8, pp. 806-817, 2019. http://dx.doi.org/10.1177/1747493019881353

[2] O. A Berkhemer, et al., "A randomized trial of intraarterial treatment for acute ischemic stroke", New England Journal of Medicine, Vol. 372, No. 1, pp. 11-20, 2015. https://doi.org/10.1056/nejmoa1411587

[3] J. H. Rha, J. L. Saver, "The impact of recanalization on ischemic stroke outcome: a meta-analysis", Stroke,

Vol. 38, No. 3, pp. 967-973, 2007.
http://dx.doi.org/10.1161/01.STR.0000258112.14918.24

[4] J. P. Broderick, et al., "Endovascular therapy after intravenous t-PA versus t-PA alone for stroke", New England Journal of Medicine, Vol. 368, No. 10, pp. 893-903, 2013.
http://dx.doi.org/10.1056/NEJMoa1214300

[5] A. Ciccone, et al., "Endovascular treatment for acute ischemic stroke", New England Journal of Medicine, Vol. 368, pp. 904-913, 2013.
http://dx.doi.org/10.1056/NEJMoa1213701

[6] C. S. Kidwell, et al., "A trial of imaging selection and endovascular treatment for ischemic stroke", New England Journal of Medicine, Vol. 368, No. 10, pp. 914-923, 2013.
http://dx.doi.org/10.1056/NEJMoa1212793

[7] P. Khatri, et al., "State of Acute Endovascular Therapy: Report From the 12th Thrombolysis, Thrombectomy, and Acute Stroke Therapy Conference", Stroke, Vol. 46, No. 6, pp. 1727-1734, 2015.
http://dx.doi.org/10.1161/STROKEAHA.115.008782

[8] B. C. V. Campbell, et al., "Endovascular therapy for ischemic stroke with perfusion-imaging selection", New England Journal of Medicine, Vol. 372, No. 11, pp. 1009-1018, 2015.
https://doi.org/10.1056/nejmoa1414792

[9] M. Goyal, et al., "Randomized assessment of rapid endovascular treatment of ischemic stroke", New England Journal of Medicine, Vol. 372, No. 11, pp. 1019-1030, 2015.
https://doi.org/10.1056/nejmoa1414905

[10] T. G. Jovin, et al., "Thrombectomy within 8 hours after symptom onset in ischemic stroke", New England Journal of Medicine, Vol. 372, No. 24, pp. 2296-2306, 2015.
https://doi.org/10.1056/nejmoa1503780

[11] J. L. Saver, et al., "Stent-retriever thrombectomy after intravenous t-PA vs. t-PA alone in stroke", New England Journal of Medicine, Vol. 372, No. 24, pp. 2285-2295, 2015.
https://doi.org/10.1056/nejmoa1415061

[12] R. G. Nogueira, et al., "Thrombectomy 6 to 24 hours after stroke with a mismatch between deficit and infarct", New England Journal of Medicine, Vol. 378, No. 1, pp. 11-21, 2018.
https://doi.org/10.1056/nejmoa1706442

[13] G. W. Albers, et al., "Thrombectomy for stroke at 6 to 16 hours with selection by perfusion imaging", New England Journal of Medicine, Vol. 378, No. 8, pp. 708-718, 2018.
https://doi.org/10.1056/nejmoa1713973

[14] W. J. Powers, et al., "2018 guidelines for the early management of patients with acute ischemic stroke: a guideline for healthcare professionals from the American Heart Association/American Stroke Association", stroke, Vol. 49, No. 3, pp. e46-e99, 2018. https://doi.org/10.1161/str.0000000000000158

[15] M. Wintermark, H. A. Rowley, M. H. Lev, "Acute stroke triage to intravenous thrombolysis and other therapies with advanced CT or MR imaging: pro CT", Radiology, Vol. 251, No. 3, pp. 619-626, 2009. http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2513081073

[16] W. Kakuda, M. G. Lansberg, V. N. Thijs, S. M. Kemp, R. Bammer, L. R. Wechsler, M. E. Moseley, M. P. Marks, G. W. Albers, "Optimal definition for PWI/DWI mismatch in acute ischemic stroke patients", Journal of Cerebral Blood Flow and Metabolism, Vol. 28, No. 5, pp. 887-891, 2008.
http://dx.doi.org/10.1148/radiol.2513081073

[17] M. Straka, G. W. Albers, Ro. Bammer, "Real-time diffusion-perfusion mismatch analysis in acute stroke", Journal of Magnetic Resonance Imaging, Vol. 32, No. 5, pp. 1024-1037, 2010.
https://doi.org/10.1002/jmri.22338

[18] The Ministry of Health and Welfare, [Acts, Treatment Materials] Notice No. 2019-131 「Details on application standards and methods for medical care benefits」 partially revised. (Health Insurance Review and Assessment Service), pp. 10-11, 2019.

[19] A. A. Konstas, G. V. Goldmakher, T. Y. Lee, M. H. Lev, "Theoretic basis and technical implementations of CT perfusion in acute ischemic stroke, part 1: theoretic basis", American Journal of Neuroradiology, Vol. 30, No. 4, pp. 662-668, 2009.
http://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A1487

[20] A. Fieselmann, M. Kowarschik, A. Ganguly, J. Hornegger, R. Fahrig, "Deconvolution-Based CT and MR Brain Perfusion Measurement: Theoretical

Model Revisited and Practical Implementation Details", International Journal of Biomedical Imaging, Vol. 2011, 2011. http://dx.doi.org/10.1155/2011/467563

[21] T. Boutelier, K. Kudo, F. Pautot, M. Sasaki, "Bayesian hemodynamic parameter estimation by bolus tracking perfusion weighted imaging", IEEE Transactions on Medical Imaging, Vol. 31, No. 7, pp. 1381-1395, 2012. http://dx.doi.org/10.1109/TMI.2012.2189890

[22] Y. Sakai, B. N. Delman, J. T. Fifi, S. Tuhrim, D. Wheelwright, A. H. Doshi, J. Mocco, K. Nael, "Estimation of Ischemic Core Volume Using Computed Tomographic Perfusion: Bayesian Versus Singular Value Deconvolution Postprocessing", Stroke, Vol. 49, No. 10, pp. 2345-2352, 2018. http://dx.doi.org/10.1161/STROKEAHA.118.021952

[23] K. Kudo, T. Boutelier, F. Pautot, K. Honjo, J. Q. Hu, H. B. Wang, K. Shintaku, I. Uwano, M. Sasaki, "Bayesian Analysis of Perfusion-weighted Imaging to Predict Infarct Volume: Comparison with Singular Value Decomposition", Magnetic Resonance in Medical Sciences, Vol. 13, No. 1, pp. 45-50, 2014. http://dx.doi.org/10.2463/mrms.2013-0085

[24] K. Nael, B. Mossadeghi, T. Boutelier, W. Kubal, E. A. Krupinski, J. Dagher, J. P. Villablanca, "Bayesian estimation of cerebral perfusion using reduced-contrast-dose dynamic susceptibility contrast perfusion at 3T", American Journal of Neuroradiology, Vol. 36, No. 4, pp. 710-718, 2015. http://dx.doi.org/10.3174/ajnr.A4184

[25] I. Uwano, M. Sasaki, K. Kudo, T. Boutelier, H. Kameda, F. Mori, F. Yamashita, "Tmax determined using a bayesian estimation deconvolution algorithm applied to bolus tracking perfusion imaging: A digital phantom validation study", Magnetic Resonance in Medical Sciences, Vol. 16, No. 1, pp. 32-37, 2017. http://dx.doi.org/10.2463/mrms.mp.2015-0167

[26] M. Sasaki, K. Kudo, T. Boutelier, F. Pautot, S. Christensen, I. Uwano, J. Goodwin, S. Higuchi, K. Ito, F. Yamashita, "Assessment of the accuracy of a Bayesian estimation algorithm for perfusion CT by using a digital phantom", Neuroradiology, Vol. 55, No. 10, pp. 1197-1203, 2013. http://dx.doi.org/10.1007/s00234-013-1237-7

[27] K. Kudo, S. Christensen, M. Sasaki, L. Østergaard, H. Shirato, K. Ogasawara, M. Wintermark, S. Warach, "Accuracy and reliability assessment of CT and MR perfusion analysis software using a digital phantom", Radiology, Vol. 267, No. 1, pp. 201-212, 2013. http://dx.doi.org/10.1148/radiol.12112618

[28] National Institute of Neurological Disorders and Stroke rt-PA Stroke Study Group, "Tissue plasminogen activator for acute ischemic stroke", New England Journal of Medicine, Vol. 333, No. 24, pp. 1581-1587, 1995. https://doi.org/10.1056/nejm199512143332401

[29] W. Hacke, M. Kaste, C. Fieschi, D. Toni, E. Lesaffre, R. von Kummer, G. Boysen, E. Bluhmki, G. Höxter, M. H. Mahagne, et al., "Intravenous thrombolysis with recombinant tissue plasminogen activator for acute hemispheric stroke: the European Cooperative Acute Stroke Study (ECASS)", The Journal of the American Medical Association, Vol. 274, No. 13, pp. 1017-1025, 1995. http://dx.doi.org/10.1001/jama.274.13.1017

[30] A. Furlan, R. Higashida, L. Wechsler, M. Gent, H. Rowley, C. Kase, M. Pessin, A. Ahuja, F. Callahan, W. M. Clark, F. Silver, F. Rivera, "Intra-arterial prourokinase for acute ischemic stroke. The PROACT II study: a randomized controlled trial. Prolyse in Acute Cerebral Thromboembolism", The Journal of the American Medical Association, Vol. 282, No. 21, pp. 2003-2011, 1999. https://doi.org/10.1001/jama.282.21.2003

[31] G. Schlaug, A. Benfield, A. E. Baird, B. Siewert, K. O. Lövblad, R. A. Parker, R. R. Edelman, S. Warach, "The ischemic penumbra: operationally defined by diffusion and perfusion MRI", Neurology, Vol. 53, No. 7, pp. 1528-1528, 1999. http://dx.doi.org/10.1212/WNL.53.7.1528

[32] C. S. Kidwell, J. R. Alger, J. L. Saver, "Beyond mismatch: evolving paradigms in imaging the ischemic penumbra with multimodal magnetic resonance imaging", Stroke, Vol. 34, No. 11, pp. 2729-2735, 2003. https://doi.org/10.1161/01.str.0000097608.38779.cc

[33] F. Chen, Y. C. Ni, "Magnetic resonance diffusion-perfusion mismatch in acute ischemic stroke: An update", World journal of radiology, Vol. 4, No. 3, pp. 63-74, 2012.

https://doi.org/10.4329/wjr.v4.i3.63

[34] L. Røhl, L. Ostergaard, C. Z. Simonsen, P. Vestergaard-Poulsen, G. Andersen, M. Sakoh, D. Le Bihan, C. Gyldensted, "Viability thresholds of ischemic penumbra of hyperacute stroke defined by perfusion-weighted MRI and apparent diffusion coefficient", Stroke, Vol. 32, No. 5, pp. 1140-1146, 2001. http://dx.doi.org/10.1161/01.STR.32.5.1140

[35] P. W. Schaefer, Y. Ozsunar, J. He, L. M. Hamberg, G. J. Hunter, A. G. Sorensen, W. J. Koroshetz, R. G. Gonzalez, "Assessing tissue viability with MR diffusion and perfusion imaging", American Journal of Neuroradiology, Vol. 24, No. 3, pp. 436-443, 2003.

[36] A. P. Jadhav, S. M. Desai, C. L. Kenmuir, M. Rocha, M. T. Starr, B. J. Molyneaux, B. A. Gross, B. T. Jankowitz, T. G. Jovin, "Eligibility for endovascular trial enrollment in the 6-to 24-hour time window: analysis of a single comprehensive stroke center", Stroke, Vol. 49, No. 4, pp. 1015-1017, 2018. http://dx.doi.org/10.1161/STROKEAHA.117.020273

[37] T. M. Leslie-Mazwi, S. Hamilton, M. Mlynash, A. B. Patel, L. H. Schwamm, M. G. Lansberg, M. Marks, J. A. Hirsch, G. W. Albers, "DEFUSE 3 Non-DAWN Patients", Stroke, Vol. 50, No. 3, pp. 618-625, 2019. https://doi.org/10.1161/strokeaha.118.023310

[38] C. Ducroux, N. Khoury, A. Lecler, R. Blanc, A. Chetrit, H. Redjem, G. Ciccio, S. Smajda, S. Escalard, J.-P. Desilles, M. Mazighi, M. Ben Maacha, M. Piotin, R. Fahed, "Application of the DAWN clinical imaging mismatch and DEFUSE 3 selection criteria: benefit seems similar but restrictive volume cut-offs might omit potential responders", European Journal of Neurology, Vol. 25, No. 8, pp. 1093-1099, 2018. http://dx.doi.org/10.1111/ene.13660

[39] J. E. Siegler, et al., "Thrombectomy in DAWN- and DEFUSE-3-Ineligible Patients: A Subgroup Analysis From the BEST Prospective Cohort Study", Neurosurgery, Vol. 86, No. 2, pp. E156-E163, 2020. http://dx.doi.org/10.1093/neuros/nyz485

[40] O. Wu, L. Østergaard, R. M. Weisskoff, T. Benner, B. R. Rosen, A. G. Sorensen, "Tracer arrival timing-insensitive technique for estimating flow in MR perfusion-weighted imaging using singular value decomposition with a block-circulant deconvolution matrix", Magnetic Resonance in Medicine: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine, Vol. 50, No. 1, pp. 164-174, 2003. https://doi.org/10.1002/mrm.10522

[41] K. Suzuki, K. Abe, E. Okaniwa, H. Hashimoto, H. Iimura, S. Sakai, "Quantitative comparison between Bayesian and standard deconvolution algorithms for low-dose cerebral computed tomography perfusion", European Congress of Radiology, 2018. https://dx.doi.org/10.1594/ecr2018/C-1092

[42] R. A. Rava, K. V. Snyder, M. Mokin, M. Waqas, X. Zhang, A. R. Podgorsak, A. B. Allman, J. Senko, M. M. Shiraz Bhurwani, Y. Hoi, J. M. Davies, E. I. Levy, A. H. Siddiqui, C. N. Ionita, "Assessment of computed tomography perfusion software in predicting spatial location and volume of infarct in acute ischemic stroke patients: a comparison of Sphere, Vitrea, and RAPID", Journal of NeuroInterventional Surgery, Vol. 13, No. 2, pp. 130-135, 2021. https://doi.org/10.1136/neurintsurg-2020-015966

SVD와 Bayesian 알고리즘을 이용한 뇌경색 부피 측정에 관한 연구

김도훈[1,2], 이효영[1,3,*]

[1]동의대학교 대학원 보건의과학과
[2]양산부산대학교병원 영상의학과
[3]동의대학교 방사선학과

요 약

급성 허혈성 뇌졸중(Acute ischemic stroke; AIS) 환자는 증상발현 수 시간 이내 영상의학 검사를 통해 뇌경색(Infarction)을 조기 진단하여야 한다. 본 연구에서 SVD와 Bayesian 알고리즘을 이용한 뇌경색의 부피 측정을 관류 전산화단층촬영(Computed tomography perfusion; CTP)과 확산 강조 자기공명영상(Magnetic resonance diffusion weighted image; MR DWI)을 비교하여 임상적 유용성을 알고자 하였다. 2017년 9월부터 2020년 9월까지 급성 허혈성 뇌졸중 증상으로 응급실을 내원한 환자 중 50명(남 : 여 = 33 : 17)의 영상의학 검사 정보를 후향적으로 이용하였다. SVD와 Bayesian 알고리즘으로 측정된 뇌경색 부피는 윌콕슨 부호순위 검정(Wilcoxon signed rank test) 통계분석을 하여 중앙값(Median)과 사분위수(Iter quartile range; IQR) 25 - 75 % 범위로 나타내었다. CTP 검사로 측정한 core volume(단위 : cc)은 SVD가 18.07 (7.76 - 33.98), Bayesian은 47.3 (23.76 - 79.11)으로 측정되었고 penumbra volume은 SVD가 140.24 (117.8 - 176.89), Bayesian은 105.05 (72.52 - 141.98)로 측정되었다. Mismatch ratio (%)는 SVD가 7.56 (4.36 - 15.26), Bayesian은 2.08 (1.68 - 2.77)로 측정되었으며 모든 측정값은 통계적으로 유의미한 차이가 있었다($p < 0.05$). 스피어만 상관 분석(Spearman's correlation analysis) 결과는 CT Bayesian과 MR로 측정한 뇌경색 부피의 상관계수($r = 0.915$)가 CT SVD와 MR의 상관계수($r = 0.763$)보다 더욱 높은 양의 상관관계를 보였다($p < 0.01$). 블랜드 알트만 산점도(Bland altman plot) 분석 결과는 CT Bayesian과 MR로 측정한 뇌경색 부피의 산점도 기울기($y = -0.065$)가 CT SVD와 MR의 산점도 기울기($y = -0.749$)보다 완만하게 측정되어 Bayesian이 더 높은 신뢰성을 나타내었다. 따라서 뇌경색 부피의 측정에서 Bayesian 알고리즘이 SVD보다 높은 정확도를 보였으므로 임상에서 유용하게 사용될 것으로 사료된다.

중심단어: 뇌경색 부피, 관류 전산화단층촬영, 확산강조 자기공명영상, SVD, Bayesian 알고리즘

연구자 정보 이력

	성명	소속	직위
(제1저자)	김도훈	동의대학교 보건의과학대학원 방사선학전공	대학원(박사과정)
(교신저자)	이효영	동의대학교 방사선학과	교수