

**Master's Thesis**

**Development of an Evaluation Method  
for a Driver's Cognitive Workload  
Using ECG Signal**

**Won Gi Hong (홍 원 기)**

**Division of Mechanical and Industrial Engineering**

**(Human Factors and Ergonomics Program)**

**Pohang University of Science and Technology**

**2012**

**ECG 기반의 운전자별  
인지 부하 평가 방법 개발**

**Development of an Evaluation Method  
for a Driver's Cognitive Workload  
Using ECG Signal**

**Development of an Evaluation Method  
for a Driver's Cognitive Workload  
Using ECG signal**

by

Wongi Hong

Department of Industrial and Management Engineering

(Human Factors and Ergonomics Program)

Pohang University of Science and Technology

A thesis submitted to the faculty of the Pohang University of Science  
and Technology in partial fulfillment of the requirements for the degree  
of Master of Science in the department of Industrial and Management Engineering  
(Human Factors and Ergonomics Program)

Pohang, Korea

12. 21. 2011

Approved by

Heecheon You (Signature)

Academic Advisor



# Development of an Evaluation Method for a Driver's Cognitive Workload Using ECG signal

Wongi Hong

The undersigned have examined this thesis  
and hereby certify that it is worthy of acceptance  
for a master's degree from POSTECH.

12/21/2011

Committee Chair Heecheon You (Seal)

Member Hyunbo Cho (Seal)

Member Kihyo Jung (Seal)



MMIE            홍원기, Wongi Hong, Development of an Evaluation Method for  
20100764        a Driver's Cognitive Workload using ECG Signal, ECG 기반의 운  
                     전자별 인지 부하 평가 방법 개발, Division of Mechanical and  
                     Industrial Engineering (Human Factors and Ergonomics Program),  
                     2012, 71P, Advisor: Heecheon You, Text in Korean.

### ABSTRACT

A driver's high cognitive workload can be a reason to increase car accident incidence because high cognitive workload makes the driver confused while driving. So evaluation methods for drivers' cognitive workload using electrocardiography (ECG) has been researched as a method to support the safe driving through alarms in advance. However, there is a limitation that the measures to quantify ECG data have been applied to all the drivers equally; consequently, the accuracy of cognitive workload evaluation was low. But if heartbeat characteristics of all the drivers are analyzed and the optimal analysis methods are determined individually, the accuracy of cognitive workload evaluation would be higher.

The present study is intended to develop a judgment method of optimal cognitive workload analysis conditions considering the individual heartbeat characteristics and evaluate the effectiveness of the method developed. First, ECG quantification measures and factors for real-time analysis were defined through literature review to judge individual optimal cognitive workload analysis conditions based on ECG. Mean interbeat interval (IBI), standard deviation of N-N intervals

(SDNN), root mean of sum of squared differences (RMSSD), and root mean square error (RMSE) are determined as the ECG quantification measures in the study. And window span and update rate were defined as the factors for real-time analysis and 20, 30, and 40 seconds of window span and 1, 2, and 3 seconds of update rate were defined as the factor levels.

Second, the judgment method of individual optimal cognitive workload analysis conditions was developed. The defined factor levels were combined to 36 cognitive workload analysis conditions (4 ECG quantification measures  $\times$  3 window spans  $\times$  3 update rates). The individual optimal cognitive workload analysis conditions among the 36 conditions were determined through area under the ROC curve (AUC) analysis using collected ECG data from n-back task (secondary task).

Lastly, the effectiveness test for the judgment method developed of the individual optimal cognitive workload analysis conditions was conducted using collected ECG data from the simulator experiment. In the results of 7 (47%) of 15 participants, the judgment method of the individual optimal cognitive workload analysis conditions was effective. On the other hand, there was the limitation that the results of 8 participants (53%) were not effective; therefore, the method will be completed by adding cognitive workload analysis conditions to cover more various heartbeat characteristics in further studies.

In summary, the developed judgment method of the individual optimal cognitive workload analysis conditions provides about 47% of effectiveness. And the

method will be completed to apply it to all the drivers by understanding their individual heartbeat characteristics.

# TABLE OF CONTENTS

ABSTRACT.....	i
TABLE OF CONTENTS .....	iv
LIST OF FIGURES.....	vi
LIST OF TABLES .....	viii
I. Introduction .....	1
1.1. Research Background .....	1
1.2. Research Objectives .....	4
1.3. Organization of the Thesis .....	5
II. Literature Review .....	6
2.1. Cognitive Workload .....	6
2.2. Electrocardiography (ECG) .....	10
2.3. Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve.....	17
III. Method .....	21
3.1. Experiment Protocol .....	21
3.1.1. Participants.....	21
3.1.2. Apparatus .....	21
3.1.3. Tasks.....	23
3.1.4. Experimental Design.....	25
3.2. Analysis Method .....	25
3.2.1. Window Span and Update Rate .....	25

3.2.2. Area Under the ROC Curve (AUC) Analysis .....	29
IV. Result.....	36
4.1. Optimal Analysis Condition of Cognitive Workload .....	36
4.2. Validation .....	41
V. Discussion .....	43
VI. Conclusion.....	48
References.....	51
Appendix. Individual AUC Analysis.....	57

## LIST OF FIGURES

Figure 1.1. Various individual optimal ECG quantification measures .....	3
Figure 2.1. Electrocardiography (ECG) .....	8
Figure 2.2. Electroencephalogram (EEG) .....	8
Figure 2.3. Magnetoencephalography (MEG) .....	9
Figure 2.4. Functional magnetic resonance imaging (fMRI) .....	9
Figure 2.5. Single photon emission computed tomography (SPECT) .....	9
Figure 2.6. Brain positron emission tomography (brain PET) .....	10
Figure 2.7. ECG measurement .....	11
Figure 2.8. ECG signal wave .....	11
Figure 2.9. Blood circulation .....	12
Figure 2.10. The ECG sensor attachment locations (MEDAC, Biomation, USA) .....	13
Figure 2.11. An equipment of ECG measurement (BioHarness BT, Zephyr™, USA) .....	13
Figure 2.12. An ECG measurement located on a chair .....	14
Figure 2.13. RR interval on ECG .....	15
Figure 2.14. Transition effect on IBI data .....	16
Figure 2.15. A concept of signal detection theory .....	18
Figure 2.16. A concept of receiver operating characteristic (ROC) curve .....	19
Figure 2.17. An example of area under the ROC curve (AUC) plot .....	20
Figure 3.1. Driving simulator (STISIM Drive™, Systems Technology Inc., USA) .....	22
Figure 3.2. ECG sensors (MEDAC, Biomation, USA) .....	22

Figure 3.3. Examples of n-back task.....	24
Figure 3.4. The 13 tasks sequence by driving and n-back tasks .....	27
Figure 3.5. A concept of window span and update rate (window span = 30s and update rate = 1s).....	27
Figure 3.6. AUC analysis plot.....	32
Figure 3.7. AUC analysis results.....	35
Figure 4.1. Analysis results .....	40

## LIST OF TABLES

Table 3.1. An example of quantified ECG data by four measures (mean IBI, SDNN, RMSSD, and RMSE) .....	28
Table 3.2. Four combinations of ECG data by four secondary tasks (baseline, 0-back, 1-back, and 2-back) .....	30
Table 4.1. Individual optimal analysis condition for cognitive workload evaluation .....	38
Table 4.2. Validation of the developed evaluation method .....	42

# I. Introduction

## 1.1. Research Background

운전 중 운전자의 인지 부하가 높으면 상황 판단 능력이 떨어져 사고의 위험성이 높아진다. 운전 시 인지 부하는 장시간 운전, 악천후 환경, 또는 추돌의 위험 상황 등에 의해 높아질 수 있다. 인지 부하가 높아지면 아드레날린 호르몬의 영향으로 심장 박동의 빈도가 높아지는데(Jeon et al., 2002), 자동차가 운전자의 심장 박동 변화를 감지하여 인지 부하를 예측한다면 운전자에게 경고 또는 자동 안전 장치를 제공하여 대형 사고를 미연에 방지하도록 할 수 있다. 그러므로 운전자의 안전에 도움을 주기 위해서는 인지 부하를 사전에 평가하는 것이 중요하다.

안전 운전을 위한 운전자의 인지 부하 평가 방법으로는 심전도 (electrocardiography, ECG)가 활용될 수 있다. ECG란 심장이 박동함에 따라 심근에서 발생하는 활동 전류를 체표면의 적당한 2개소로 유도하여 전류계 (amperemeter)에 기록한 심근 활동 전류의 기록이다(Lee, 2011). ECG는 작업 부하의 증가에 따라 인지 부하가 증가함을 평가할 수 있으므로 안전 운전에 도움을 줄 수 있는 방법으로 유용하게 활용될 수 있다(Piechulla et al., 2003). 따라서, 운전자의 인지 부하를 평가하기 위해 ECG를 활용한 다양한 연구들이 수행되어 왔다. 예를 들어, Brookhuis and Ward (2001)는 일반도로보다 교통이 복잡한 원형 교차로 진입 및 진출이 인지 부하의 변화에 영향을 미치는지 파악하기 위해 심전도를 활용하였으며, 작업 부하가 높아짐에 따라 심장

박동률이 유의하게 증가하는 것을 파악하였다. 또한, Bae et al.(2008)는 운전 시 돌발상황에 따른 연령별 운전자의 인지 부하를 평가하기 위해 심전도를 활용하였고, Lee et al.(2010)는 운전 시 인지 부하 가중 작업(secondary task)의 수준에 따라 인지 부하의 변화를 파악하기 위해 심전도를 활용하였다.

ECG data는 심장 박동률(heart rate, HR)이나 심장 박동 변이도(heart rate variability, HRV)의 척도로 정량화되어 인지 부하 평가 분석에 사용된다. 예를 들어, Yao et al.(2008)은 ECG를 HR로 정량화하여 비행기 착륙 작업이 휴식 또는 지상에서 운행할 때보다 심장 박동률이 유의하게 증가하는 것으로 보고하였다. HRV는 standard deviation of N-N intervals(SDNN), root mean of sum of squared differences(RMSSD), 그리고 root mean square error(RMSE)와 같은 정량화 척도로 변환되어 인지 부하 변화 측정에 적용될 수 있다(Lee et al., 2010). 예를 들어, Wood et al.(2002)과 Schubert et al.(2009)은 각각 단순 반응 작업이나 구두 발표 작업의 난이도에 따라 SDNN이 변화되는 것으로 보고하였다. 그리고 Gould et al.(2009)은 복잡도가 상이한 선박 navigation 방법들에 대한 심장 박동 변이도 분석에 RMSSD를 사용하였으나, RMSSD는 선박 navigation의 사용 난이도에 따른 인지 부하 변화를 적절하게 반영하지 못하는 것으로 보고되었다. 또한, Lee et al.(2010)는 운전 중 인지 부하 상황 발생 시 HR이 갑자기 높아졌다가 서서히 원상태로 회복되는 양상(transition effect)을 고려하기 위해 RMSE를 ECG 정량화 척도로 사용하기도 하였다.

기존의 ECG 연구들은 개인에게 최적화된 정량화 척도가 적용되지 않아, 개인의 심장 박동 특성이 반영되지 않은 한계가 있었다. Lee et al.(2010)은

인지 부하 수준의 변화를 민감하게 나타내는 ECG 정량화 척도가 사람마다 차이가 있음을 파악하였으나 개인별 심장 박동 특성을 고려한 운전자의 인지 부하 분석에 적용하는 방법은 제시하지 못하였다(그림 1.1 참조). 한편, Horigome et al.(2002)은 생체 신호 중 하나인 얼굴 피부 온도 기록도(facial skin thermogram)를 활용하여 개인별 온도 분포 패턴을 분석하고 패턴 매칭을 통해 개인별 최적화된 분류 방법을 통해 91%의 correct acceptance rate (hit rate)와 correct rejection rate을 얻을 수 있었다. 따라서 ECG 기반의 인지 부하 분석 방법을 안전 운전 지원 시스템에 적용하기 위해서는 개인에게 최적화된 ECG 정량화 척도를 선정하고, 인지 부하 분석에 적용하는 방법의 개발이 중요하다. 또한 안전 운전 지원 시스템이 개인별 ECG 특성을 고려하여 운전자의 인지 부하를 실시간으로 분석하기 위해서는 개인에게 최적화된 실시간 분석 조건(예: ECG data sampling 간격 및 sampling 갱신 속도)을 판정하여 시스템에 적용할 필요가 있다.

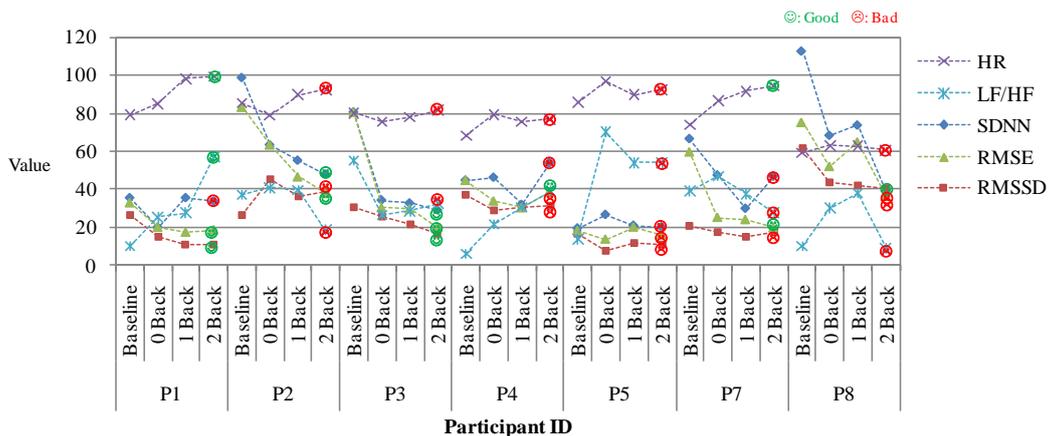


Figure 1.1. Various individual optimal ECG quantification measures (Lee et al., 2010)

## 1.2. Research Objectives

본 연구는 운전자 개인의 심장 박동 특성이 고려된 인지 부하 평가를 위하여 개인에게 최적화된 ECG 분석 조건을 판정하는 방법과 개발된 방법에 대한 효용성을 평가한다. 이를 위해, 본 연구는 다음과 같은 세 가지 세부 연구 목표를 포함한다. 첫째, 본 연구는 운전자 개인에게 최적화된 ECG 기반의 인지 부하 분석 조건을 판정하기 위하여 ECG data의 정량화를 위한 척도와 실시간 분석에 필요한 요소(factor)들을 파악한다. ECG를 통해 인지 부하 평가를 수행한 기존 문헌들을 조사하여 ECG 정량화에 유용하게 활용되는 척도들과 실시간 분석 시 고려할 요소들을 파악한다. 그리고 운전자 개인에게 최적화된 인지 부하 분석 조건을 판정하기 위하여 ECG 정량화 척도와 실시간 분석을 위한 요소들의 수준(factor level)들을 정립한다.

둘째, 본 연구는 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하는 방법을 개발한다. 운전자 개인에게 최적화된 인지 부하 분석 조건을 판정하기 위해 정립된 ECG 정량화 척도와 실시간 분석을 위한 요소들의 수준들을 조합하여 다양한 인지 부하 분석 조건을 정립한다. 그리고 조합된 다양한 인지 부하 분석 조건 중 개인에게 가장 적합한 인지 부하 분석 조건을 판정하기 위하여, area under the ROC curve(AUC) 분석 방법을 적용한 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하는 방법을 개발한다.

셋째, 본 연구는 개발된 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하는 방법에 대한 효용성을 평가하기 위해, 실험을 통하여 수집된 ECG data를

활용하여 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하고 이를 검증한다. 먼저, 운전자 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 파악하기 위하여 운전하지 않는 상황에서 개인별 최적의 분석 조건을 파악한다. 그리고 파악된 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 운전 상황에 적용하여 변별 능력을 평가한다.

### **1.3. Organization of the Thesis**

본 논문은 6개의 장으로 구성되어 있다. 제 1장은 연구의 배경, 필요성, 그리고 목적과 같은 연구의 전반적인 개요에 대해 서술하고 있으며, 제 2장은 개인별 최적 인지 부하 평가 방법 개발을 위하여 문헌 조사를 통해 인지 부하 및 ECG의 개요와 receiver operating characteristic(ROC) curve 및 AUC 분석 방법에 대해 정리하고 있다. 제 3장은 개발된 인지 부하 평가 방법의 적용을 위해 수행된 실험의 개요와 실험을 통해 수집된 ECG data로 분석된 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하는 분석 방법을 소개하고 있으며, 제 4장은 개발된 분석 방법을 통해 분석된 결과들을 정리하고 있다. 제 5장은 분석 결과를 통해, 개발된 인지 부하 평가 방법의 목적 부합성 및 차별성을 언급하고 있으며, 이와 더불어 분석 방법에 대한 평가, 적용 가능 분야 및 기대 효과를 서술하고 있다. 마지막으로, 제 6장은 본 연구의 결론과 추후 연구를 서술하고 있다.

## II. Literature Review

본 장에서는 인지 부하(cognitive workload)와 운전 안전성(driving safety)과의 관계를 연구한 문헌을 조사하고, 인지 부하 측정 및 평가 방법들에 대해 파악하였으며, 다양한 인지 부하 평가 방법들 중 심장 박동의 변화를 통해 인지 부하를 평가하는 ECG의 측정 및 평가 방법을 정리하였다. 그리고 ECG를 통해 운전 중 인지 부하를 평가한 연구들을 조사하여 ECG의 활용 사례를 검토하였다. 또한, 본 연구는 운전자 인지 부하 분석 방법을 개발하기 위하여 receiver operating characteristic (ROC) curve와 area under the ROC curve (AUC)에 대해 정리하였다.

### 2.1. Cognitive Workload

인간의 인지 부하(또는 정신적 부하)는 작업을 수행할 때 주어진 작업 수준 대비 자신의 인지 능력에 따라 발생하며, 기존 연구에서 다양하게 정의되어 왔다. 예를 들어, Wickens and Hollands(2000)와 De Waard(1996)는 인지 부하가 인간의 작업 수행 능력에 따른 시간당 정보를 처리해야 하는 양인 것으로 정의하였다. 한편, Kim(2008)은 인지 부하가 과제 해결 과정에서 요구되는 인지 능력인 것으로 정의하였으며, 인지 부하는 어떤 정보가 학습되기 위해서 작업 기억(working memory) 안에서 정보가 처리되어야 하는데, 작업 기억이 처리해 낼 수 있는 정보의 양보다 처리해야 할 정보가 많을 때 인지 부하가 높아지는 것으로 보고하였다.

인지 부하는 운전 작업 중에도 다양한 상황(예: 장시간 운전, 주변 차량의 끼어들기)으로 인해 가중될 수 있으며, 인지 부하가 높으면 상황 판단 능력이 저하되어 운전 중 사고의 발생 확률이 높아질 수 있다. 운전자의 안전 운전을 보조하는 advanced driver assistance systems(ADASs)와 운전자에게 다양한 정보를 제공하는 in-vehicle information systems(IVISs)와 같은 정보기기 사용은 운전자에게 인지 부하와 주의 분산(distraction)을 유발시켜 교통사고 위험을 높이는 것으로 보고되었다(Wang et al., 1996). 또한, 항해사의 피로로 인한 높은 인지 부하는 항해 중 안전 운항에 필요한 업무 수행 능력을 저하시키고 상대 선박과의 긴박한 상황에서 실수, 판단 착오, 또는 간과 등과 같은 인적 과오(human error)를 유발하여 선박의 충돌이나 좌초 등과 같은 매우 위험한 해양 사고를 수반할 가능성을 높게 만든다(Pollard et al., 1990; USCG, 1998). 따라서, 운전자의 안전 운전을 지원하기 위해 운전자의 인지 부하를 사전에 측정 및 평가하고, 인지 부하가 위험한 수준인 경우에는 경고를 제공하는 것이 중요하다.

운전자의 인지 부하는 정량적으로 측정되거나 정성적으로 평가될 수 있다. 정량적인 인지 부하 측정 방법은 심전도(electrocardiography, ECG; 그림 2.1 참조), 뇌전도(electroencephalogram, EEG; 그림 2.2 참조), 또는 뇌자도(magnetoencephalography, MEG; 그림 2.3 참조)와 같이 생체 신호를 측정하는 방법과, 기능성 자기 공명 영상(functional magnetic resonance imaging, fMRI; 그림 2.4 참조), 단일 광자 단층 촬영(single photon emission computed tomography, SPECT; 그림 2.5 참조), 또는 뇌 양전자 단층 촬영(brain positron emission

tomography, brain PET; 그림 2.6 참조)을 통해 뇌에서 발생하는 인지 부하를 영상을 통해 확인하는 방법 등이 있다. 그리고 정성적인 인지 부하 측정 방법은 대표적으로 설문지가 활용된다(Broadbent et al., 1982). 본 연구는 다양한 인지 부하 측정 및 평가 방법들 중 ECG를 기반으로 하여 인지 부하를 측정하고 정량적으로 평가하는 방법을 개발한다.

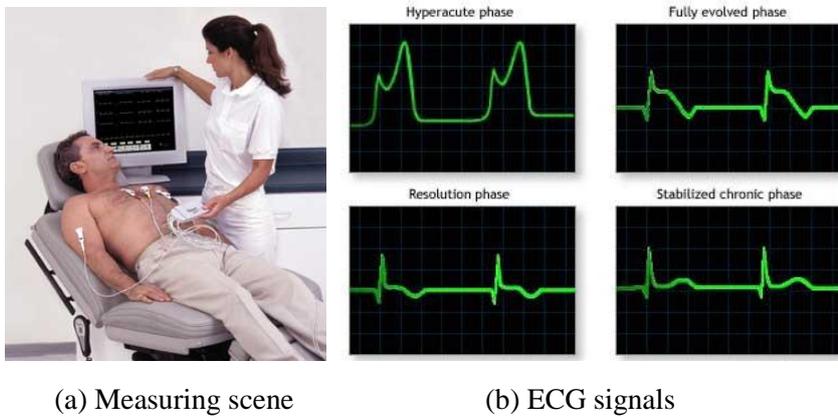


Figure 2.1. Electrocardiography (ECG)

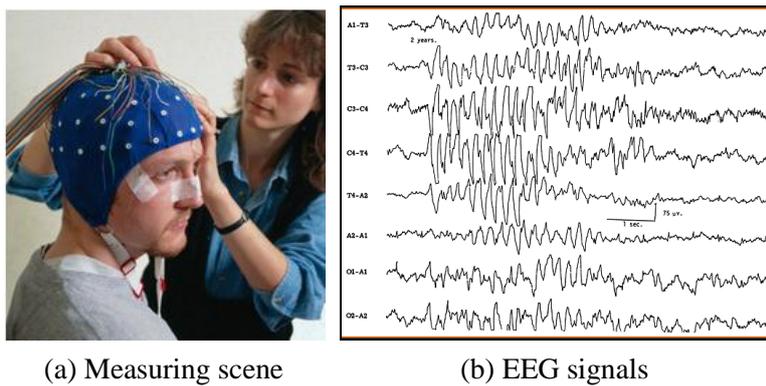
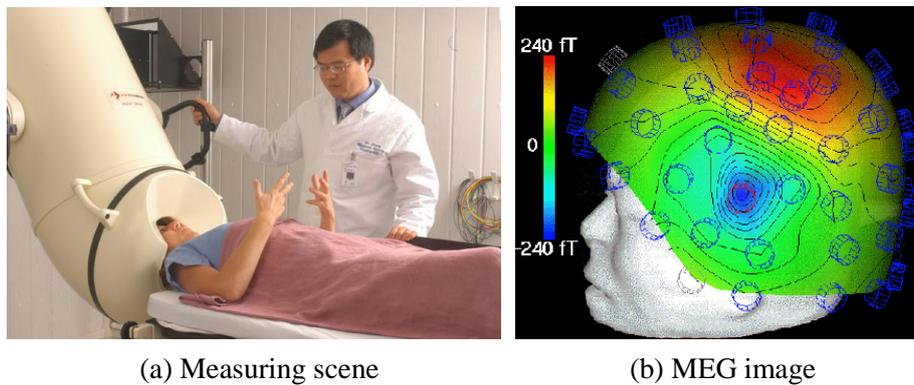


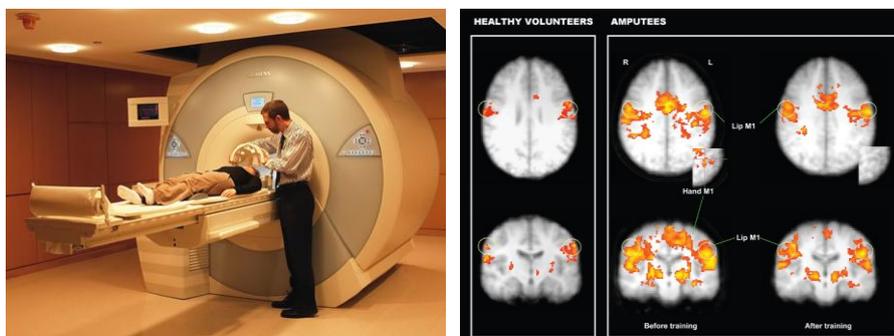
Figure 2.2. Electroencephalogram (EEG)



(a) Measuring scene

(b) MEG image

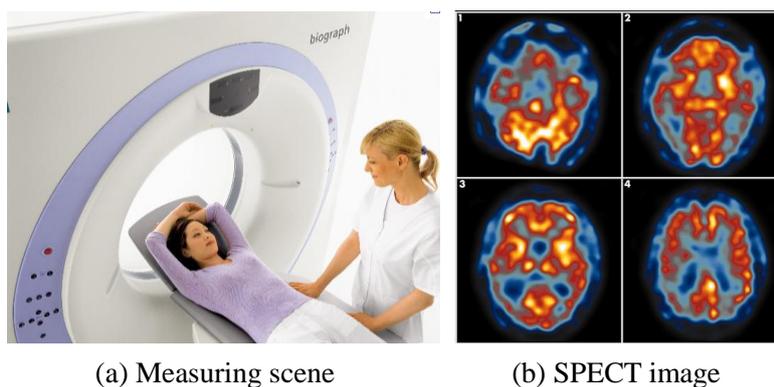
Figure 2.3. Magnetoencephalography (MEG)



(a) Measuring scene

(b) fMRI image

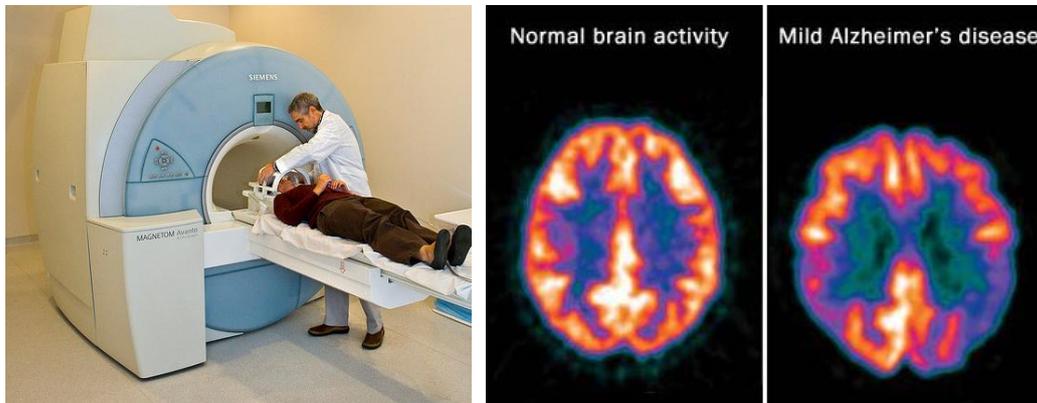
Figure 2.4. Functional magnetic resonance imaging (fMRI)



(a) Measuring scene

(b) SPECT image

Figure 2.5. Single photon emission computed tomography (SPECT)



(a) Measuring scene

(b) brain PET image

Figure 2.6. Brain positron emission tomography (brain PET)

## 2.2. Electrocardiography (ECG)

ECG는 심장 박동시 심근에서 발생하는 전류를 전류계에 그래프로 기록한 것이며, 인간의 인지 부하나 신체 부하를 평가하기 위해 활용된다(그림 2.7 참조). 심장은 주기적으로 박동하며 그림 2.8의 ECG 신호와 같이 P-Q-R-S-T peak들을 만들어 낸다. 심장은 그림 2.9와 같이 혈액을 좌심실(left ventricle)로부터 대동맥(aorta)을 통해 전신(whole body)으로 전달할 때 가장 강한 펌프(pump) 작용을 하게 되고, 이때 나타나는 peak가 R-peak이다. R-peak는 가장 강한 전류가 나타나는 순간으로 심장이 박동하는 순간을 파악할 수 있어 ECG 분석 시 유용하게 활용된다.

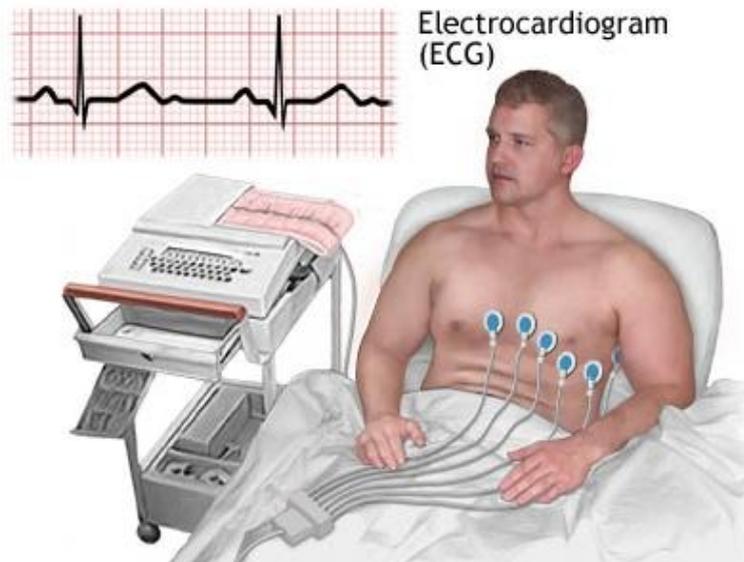


Figure 2.7. ECG measurement



Figure 2.8. ECG signal wave

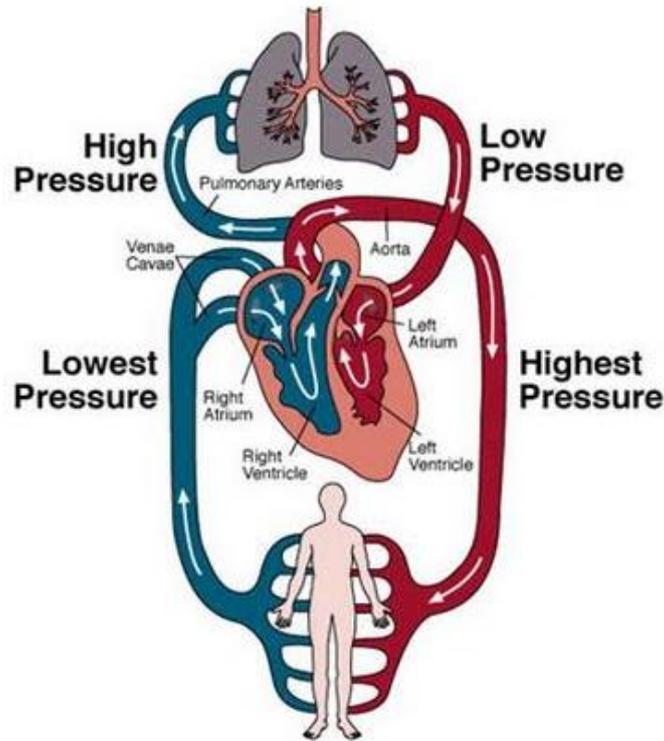
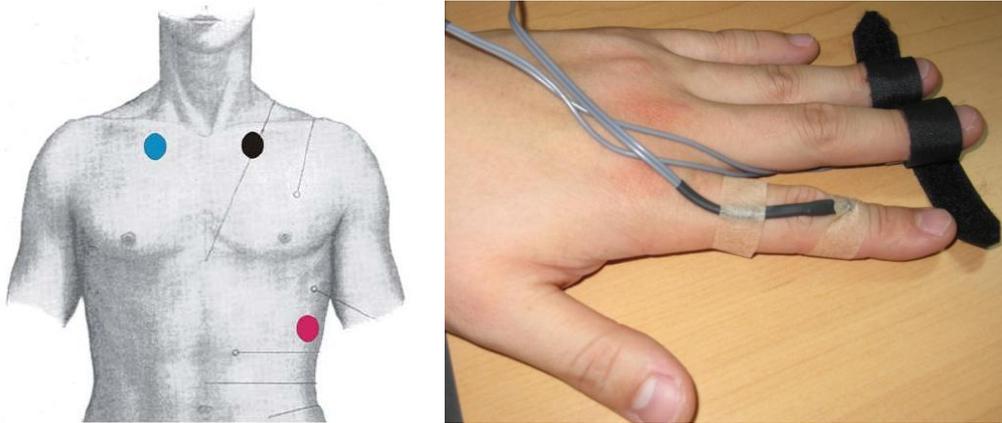


Figure 2.9. Blood circulation

ECG는 심장의 전기적 신호를 기록하여 추후 해석 가능한 형태로 변환하는 다양한 장비들(예: MEDAC System/3, BioHarness BT)로 측정될 수 있다. 예를 들어, MEDAC System/3(Biomation, USA; 이하 MEDAC)은 ECG를 측정하는 연구에서 사용되는 대표적인 장비로서, 그림 2.10과 같이 센서들을 측정 대상자의 몸통(torso)과 손가락 끝(fingertip)에 부착하여 32 - 325 Hz 범위의 주파수를 조정하여 HR을 측정한다(Newman and Stone, 1996). BioHarness BT(Zephyr™, USA; 이하 BioHarness)는 가슴에 벨트 형태의 센서를 착용하여 무선으로 250 Hz의 ECG를 측정할 수 있고, ECG, 피부 온도, 호흡, 자세, 그리고 움직임에 의한 가속과 같이 다양한 생체 신호를 그래프로 나타낼 수 있

다(그림 2.11 참조). 이외에도, Lim et al.(2006)은 별도의 부착 없이 ECG를 측정할 수 있는 의자를 개발하여 효용성 평가를 수행하였다(그림 2.12 참조).



(a) The attachment locations on a torso (b) The attachment locations on fingers  
Figure 2.10. The ECG sensor attachment locations (MEDAC, Biomation, USA)



(a) Measurement device (b) Software (illustrated)

Figure 2.11. An equipment of ECG measurement (BioHarness BT, Zephyr™, USA)

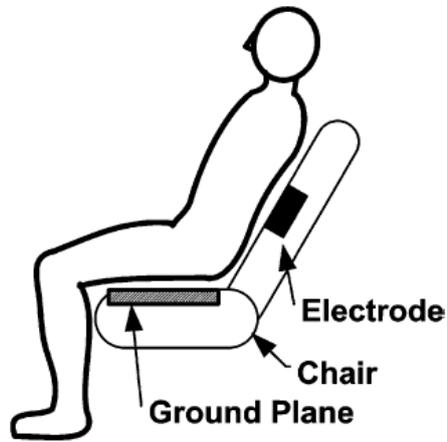


Figure 2.12. An ECG measurement located on a chair (Lim et al., 2006)

측정된 ECG data는 인지 부하 평가에 적용하기 위하여 심장 박동 간격(interbeat interval, IBI)으로 변환되어 사용된다. ECG data는 심근에서 측정되는 전류가 기록된 것으로서 R-peak를 통해 IBI로의 변환이 가능하다. IBI는 R-peak간 거리(RR interval)를 의미하므로 R-peak간 거리는 시간 간격(예: msec)을 의미한다(그림 2.13 참조). 따라서 IBI가 감소하는 것은 R-peak간 거리가 줄어드는 것을 의미하므로 심장 박동이 빨라져 인지 부하가 높아지는 것을 의미한다. 반면, IBI가 증가하는 것은 R-peak간 거리가 늘어나는 것을 의미하므로 심장 박동이 느려져 인지 부하가 낮아지는 것을 의미한다.

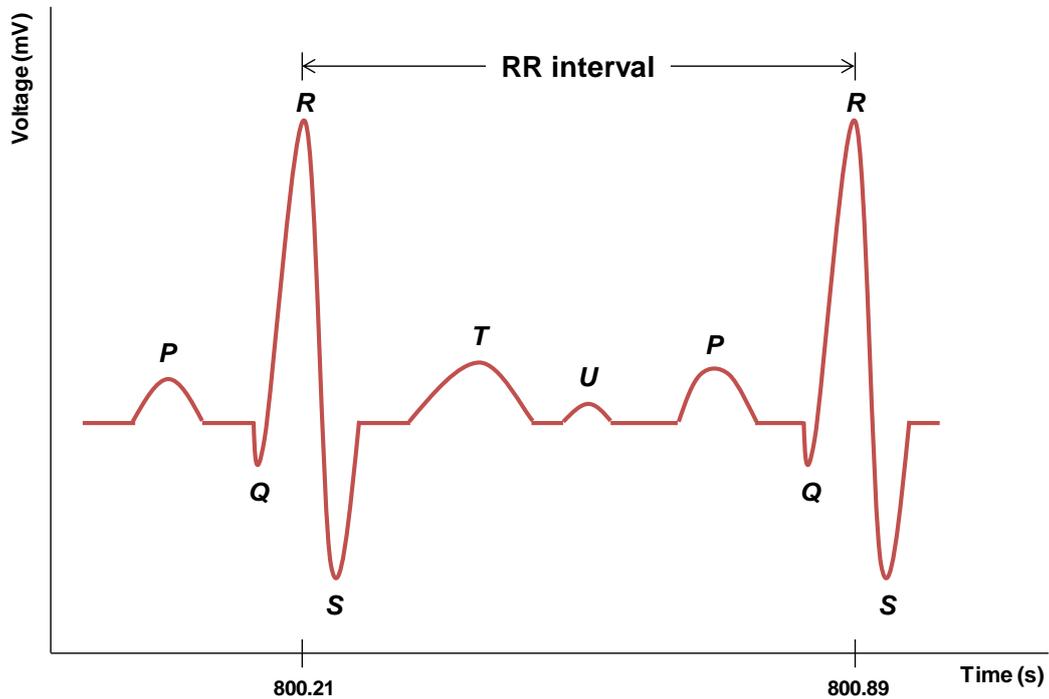


Figure 2.13. RR interval on ECG (illustrated)

ECG data로부터 변환된 IBI는 HR이나 HRV 척도(예: SDNN, RMSSD)를 통해 정량화되어 인지 부하 평가에 활용된다. HR은 IBI를 활용하여 간단한 수식( $HR = 60 / IBI$ )을 통해 인지 부하 분석에 적용될 수 있다(Lee et al., 2010). HRV는 심장 박동이 변화되는 추세를 통해 인지 부하 분석에 적용되는 척도로서 관련 척도로는 평균 IBI 대비 표준편차(standard deviation of normal to normal intervals, SDNN), 직전 IBI data 대비 표준편차(root mean square of successive differences, RMSSD), 그리고 IBI data의 추세를 통해 결정된 회귀식 대비 표준편차(root mean squared error, RMSE)가 사용된다(Wood et al., 2002; Schubert et al., 2009; Gould et al., 2009; Lee et al., 2010). RMSE는 그림 2.14와 같

이 지속적인 작업 부하로 인해 인지 부하가 증가할 때 IBI가 점진적으로 감소하는 효과(transition effect)를 고려하여 ECG 특성을 정량화하기 위해 사용되었다(Lee et al., 2010).

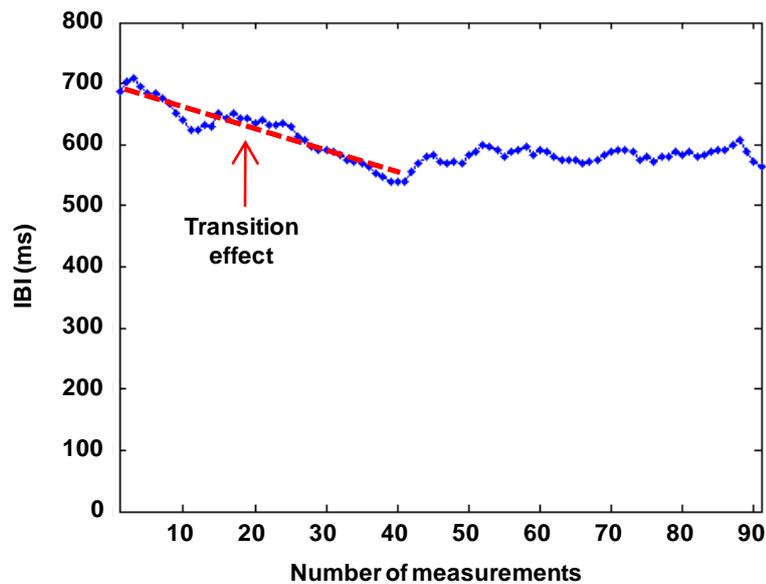


Figure 2.14. Transition effect on IBI data (illustrated)

ECG는 인지 부하를 평가하는 기존 연구에서 유용한 측정 도구로 활용되어 왔다. 예를 들어, Dussault et al.(2005)는 신체에 대한 실제 위험이 없는 가상 비행 중 발생하는 인지 부하를 평가하기 위해 ECG를 활용하여 심혈관의 변화(cardiovascular change)에 관한 연구를 수행하였다. 그리고 Boutcher and Boutcher(2006)와 Sosnowski et al.(2004)은 작업 부하가 점차 높아짐에 따라 HR과 혈압이 높아지는 것을 실험을 통해 증명함으로써, ECG가 작업 부하의 변화에 따라 인지 부하를 평가하는 데에 신뢰할 수 있는 방법인 것을 입증하

였다. 따라서 ECG는 신뢰할 수 있는 인지 부하 평가 방법이므로 ECG 측정 관련 연구에 유용하게 활용될 수 있다. ECG는 운전 중 발생하는 인지 부하 평가에서도 정량적이고 유용한 측정 방법으로 활용되어 왔다. 예를 들어, Liu and Lee(2006)은 운전 중 휴대 전화 사용으로 인한 운전 수행 능력을 정량적으로 평가하기 위해 ECG를 활용하였다. 그리고 Brookhuis and Ward(2001)는 ECG를 활용하여 일반도로보다 교통이 복잡한 회전형 교차로 진입 및 진출이 인지 부하의 변화에 영향을 미치는지 파악하였으며, 작업 부하가 높아짐에 따라 심장 박동률이 유의하게 증가하는 것을 파악하였다. 또한, Bae et al.(2008)는 ECG를 활용하여 운전 시 돌발상황에 따른 연령별 운전자의 인지 부하를 평가하였으며, Lee et al.(2010)은 ECG를 활용하여 운전 시 인지 부하가중 작업의 수준에 따라 인지 부하의 변화를 파악하였다.

### 2.3. Receiver Operating Characteristic (ROC) Curve

ROC curve는 신호 탐지 이론(signal detection theory, SDT)의 적중 확률(hit rate, sensitivity) 대비 오경보 확률(false alarm rate, 1- specificity)을 그래프로 나타낸 것이며, curve의 휘어진 정도는 탐지의 변별 능력(discriminability,  $d'$ )을 의미한다. 예를 들어, 그림 2.15와 같이 두 가지의 data 분포(잡음 분포, noise distribution; 신호 및 잡음 분포, signal & noise distribution)가 있을 때, 기준(criterion)의 이동에 따라 hit rate과 false alarm rate이 변하게 됨을 알 수 있다. 따라서 criterion의 이동에 따라 변하는 hit rate과 false alarm rate을 sensitivity

측과 1 - specificity 축에 각각 나타내는 것을 ROC curve라 한다(그림 2.16 참조). 이때, 그림 2.16에서 ROC curve와 점선 간의 거리는 noise distribution과 signal & noise distribution 간의 변별 능력을 나타내며, 이는 그림 2.15의  $d'$ 을 의미한다.

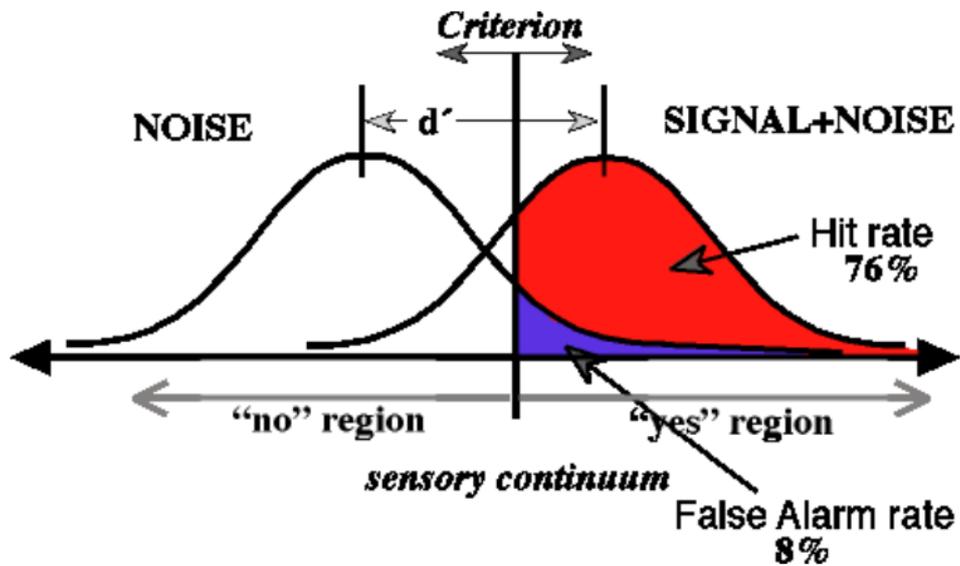


Figure 2.15. A concept of signal detection theory (Green and Swets, 1966)

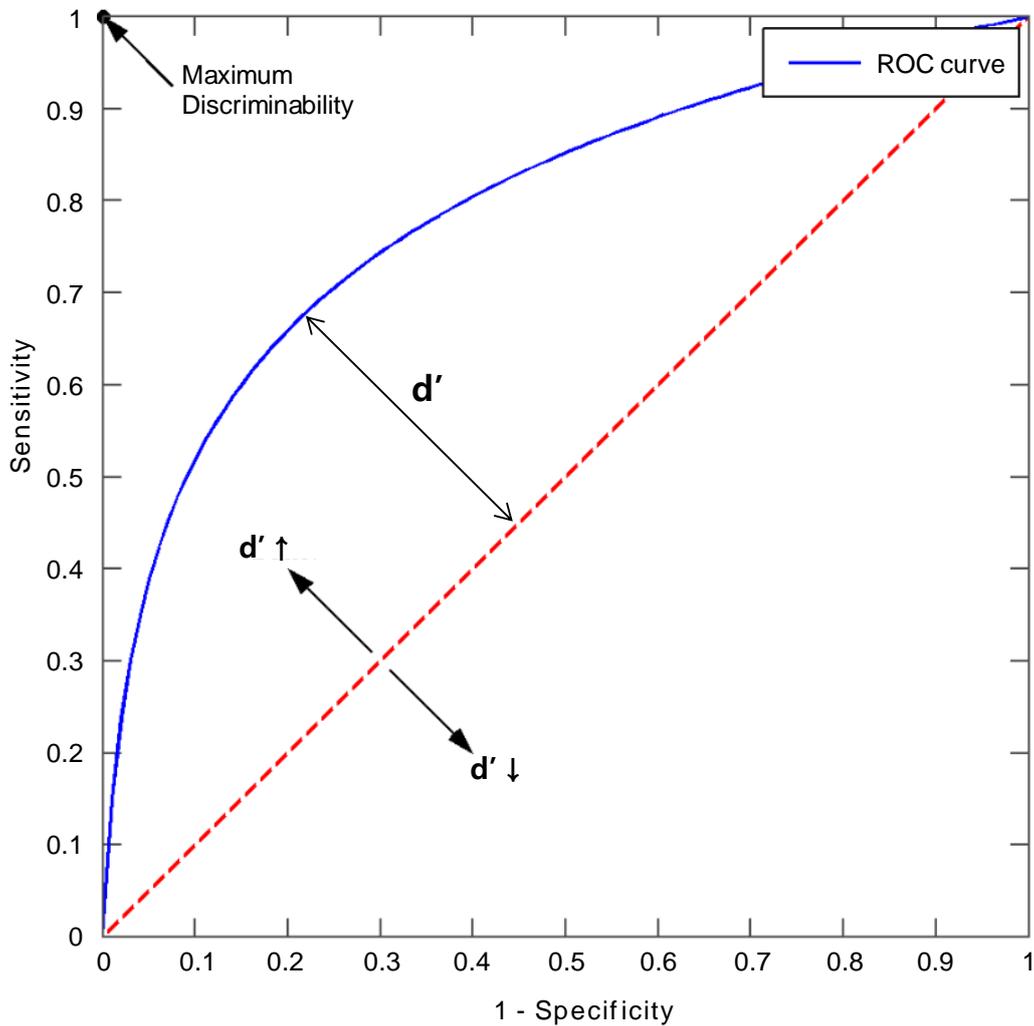


Figure 2.16. A concept of ROC curve (illustrated)

ROC 분석은 signal과 noise를 분별하는 다양한 분야에서 유용하게 활용되고 있다. ROC 분석 방법은 무선 통신(radio communication) 분야에서 수신기가 발신기를 통해 전달되는 신호와 주변의 잡음을 충분히 구별하여 처리되는지를 파악하기 위해 SDT로부터 유도된 방법이다(Green and Swets, 1996). 그러나 점차 사용 범위가 넓어져 환자의 질병을 진단하는 의학 분야, 의학용

영상 및 방사선(medical imaging and radiology) 분야, 정신 의학(psychiatry) 분야와 같은 의학 분야 뿐만 아니라, 비파괴 검사(non-destructive testing) 분야와 제조 검사 시스템(manufacturing inspection systems) 분야에서도 유용하게 활용되고 있다(Faraggi and Reiser, 2002; Metz, 1989; Hsiao et al., 1989; Nockemann et al., 1991; Somoza et al., 1990).

Area under the ROC curve(AUC)는 ROC 분석 시 분석에 사용되는 data가 정규 분포를 따르지 않을 때 data 분포 간의 변별 능력을 평가하기 위해 사용된다. AUC 분석 방법은 sensitivity와 1 - specificity의 관계를 나타내는 ROC curve에서 그림 2.17과 같이 1 - specificity 축 방향의 면적을 통해 비교하는 분포 간 변별 능력을 평가한다(Deftereos et al., 2011; Hand and Till, 2001; Swets, 1998). 그리고 AUC 분석 방법은 ROC 분석의 변별 능력 분석에 사용되는 data의 분포가 정규성을 갖지 않을 때 유용하게 활용된다(Gu et al., 2006).

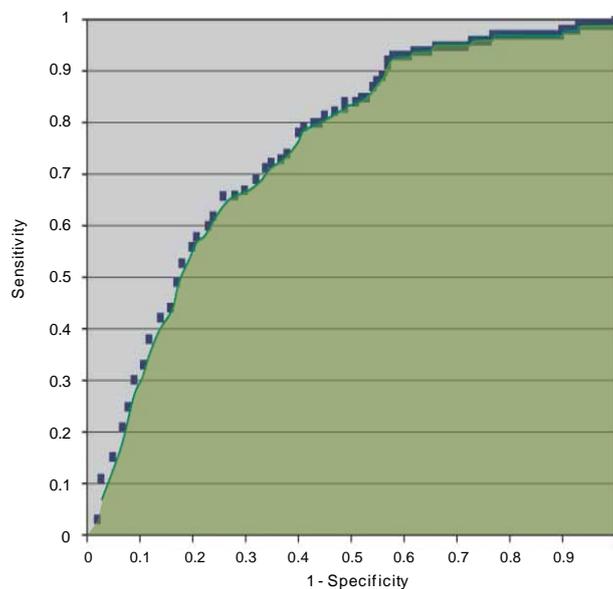


Figure 2.17. An example of AUC plot

### III. Method

#### 3.1. Experiment Protocol

##### 3.1.1. Participants

본 연구는 개발된 ECG 기반의 운전자 별 인지 부하 평가 방법의 효용성 평가를 위하여 운전 경력이 3년 이상인 20 ~ 30대 남성 15명이 실험에 모집하였다. 실험 참여자들은 모두 심혈관계 질환 병력이 없었으며, 실험 참여자들의 연령은  $27.7 \pm 3.0$ 세(범위 = 25 ~ 34)로 나타났다.

##### 3.1.2. Apparatus

본 연구는 STISIM Drive™(Systems Technology Inc., USA)를 사용하여 주행 시뮬레이션을 수행하였다. STISIM Drive™는 그림 3.1과 같이 자동차 도로 주행 화면(screen size = 2,440 × 2,440 mm; resolution = 1024 × 768; projector type = Digital Light Processing)을 실험 참여자에게 제공하고, 실제 주행 시에 발생할 수 있는 청각적 피드백(예: 경적음)을 제공한다. Driving scenario는 편도 2차로의 고속도로(width = 4.57 m) 약 37 km를 주행하는 것으로 설계되었다. 실험 참여자의 ECG 생체신호는 MEDAC System/3(Biomation, USA; 이하 MEDAC)을 사용하여 그림 3.2와 같이 가슴 상단에 2개, 좌측 늑골 하단에 1개, 그리고 손가락 끝에 3개의 센서를 부착하여 유선으로 연결되어 측정되었다.

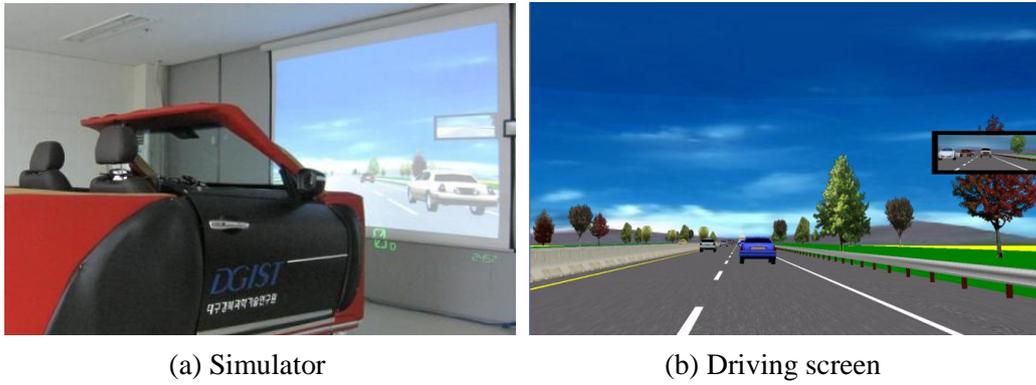
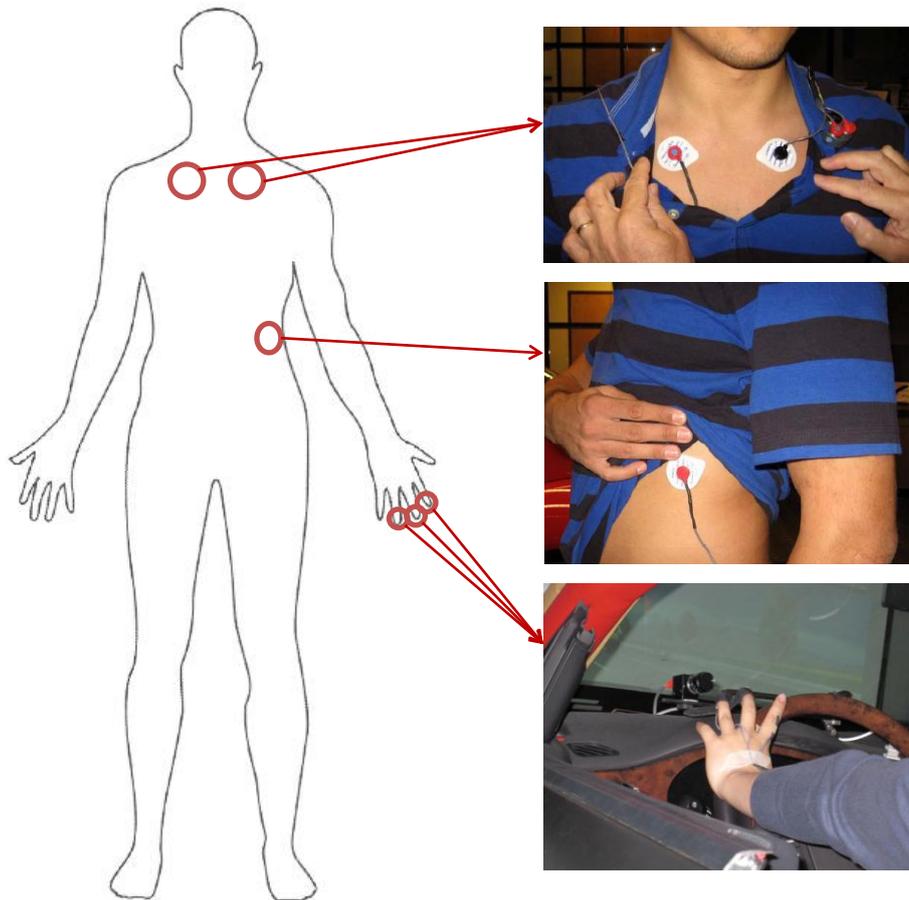


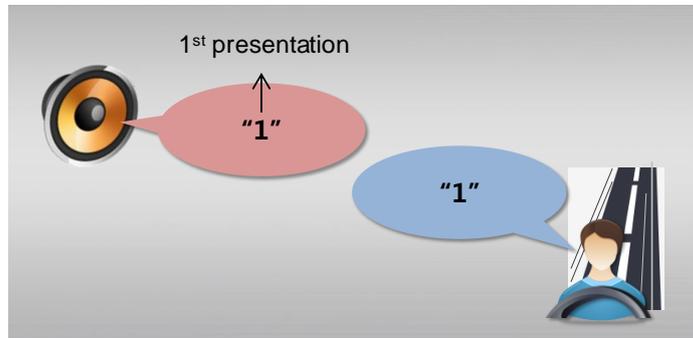
Figure 3.1. Driving simulator (STISIM Drive™, Systems Technology Inc., USA)



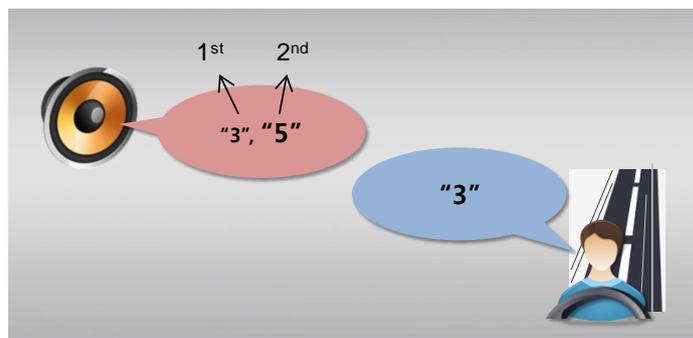
### 3.1.3. Tasks

본 연구는 운전 중 인지 부하를 평가하기 위해 두 가지(운전 작업, n-back 작업)의 작업을 수행하였다. 먼저, 주 작업(primary task)으로는 simulator를 활용하여 37 km를 23분 이내로 완주하는 운전 작업이 제공되었다. 본 실험은 보조 작업(secondary task)으로 인한 운전 작업의 집중력 저하를 방지하기 위해 제한 시간(23분)을 정하였으며, 주행 중 사고 발생 또는 규정 위반 시 실험 참여비 차감의 불이익이 있음을 사전에 공지하였다. 예를 들어, 차선을 이탈할 때마다 실험 참여비에서 소정의 금액(100원)을 차감하였다.

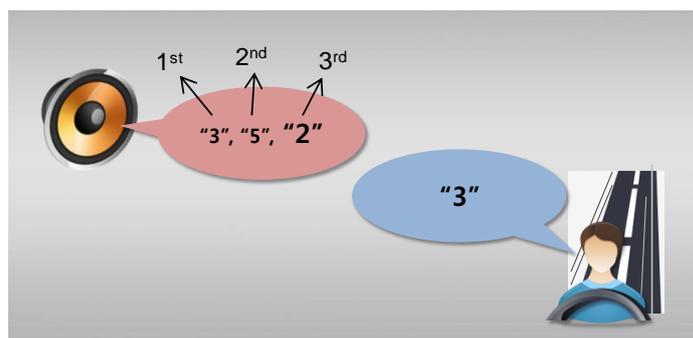
보조 작업은 운전 작업 외에 서로 다른 인지 부하 수준을 유발할 수 있는 세 가지 수준의 작업들(0-back, 1-back, 그리고 2-back)이다. 보조 작업의 수행으로 인해 발생이 예상되는 인지 부하는 네 가지의 수준(기준 부하, 낮은 부하, 중간 부하, 그리고 높은 부하)으로 설계되었으며, 각 부하 수준을 유발하기 위해 3가지의 n-back 작업(낮은 부하 = 0-back, 중간 부하 = 1-back, 그리고 높은 부하 = 2-back)이 제공되었다. n-back 작업은 무작위 숫자들이 연속적으로 제시될 때 임의의 시점에 n번째 이전 숫자를 기억해내는 암기 작업이다(Jeon, 2010; Park et al., 2010; Reimer et al., 2009; Son et al., 2010). 예를 들어, 0-back 작업은 제시되는 숫자를 즉시 말하는 작업이고, 1-back 작업은 제시되는 숫자의 1단계 이전 숫자를 기억하였다가 말하는 작업이며, 2-back 작업은 제시되는 숫자의 2단계 이전 숫자를 기억하였다가 말하는 작업이다(그림 3.3 참조). 따라서 n-back 작업의 n이 증가할수록 높은 인지 부하를 유발하게 된다.



(a) 0-back



(b) 1-back



(c) 2-back

Figure 3.3. Examples of n-back task

#### 3.1.4. Experimental Design

실험은 네 단계의 절차(S1. 실험 준비; S2. 연습 실험; S3. 본 실험; S4. 사후 설문 작성)로 진행되었다. 첫째, 실험 준비 단계에서는 실험 참여자에게 실험에 대해 설명한 후 실험 참여 동의서를 받았다(5분). 그리고 ECG 측정을 위해 실험 참여자의 가슴 상단에 2개, 좌측 늑골 하단에 1개, 그리고 손가락 끝에 3개의 MEDAC 센서들을 부착하였다(5 ~ 10분). 둘째, 연습 실험 단계에서는 시뮬레이터 주행 연습(10분)과 n-back 작업 연습(10 ~ 20분)을 수행하였다. 셋째, 본 실험 단계에서는 먼저 운전을 하지 않는 상황인 기준 부하 조건(baseline)에서 ECG 생체신호를 5분간 측정 한 후, 세 가지 작업(0-back, 1-back, 그리고 2-back)을 무작위 순서로 1회씩 수행하며 생체신호를 각각 2분씩 측정하였다. 각 부하 수준의 작업 간에는 이전 단계 작업에 대한 피로를 최소화하기 위해 2분간의 휴식을 제공하였다. 3가지의 n-back 작업 후에는 시뮬레이터에서 운전 작업과 동시에 3가지의 n-back 작업을 1회씩 제공하였다(그림 3.4 참조). 마지막으로, 본 연구는 실험을 완료한 후 실험 참여에 관한 설문 조사(예: 센서 부착으로 인한 스트레스 정도, 운전 중 n-back 작업으로 인한 스트레스 정도)를 수행하고 실험 참여비를 지급하였다.

### 3.2. Analysis Method

#### 3.2.1. Window Span and Update Rate

본 연구는 실시간으로 수집되는 ECG data를 사용하여 개인의 심장 박

동 특성을 분석하고 인지 부하 평가 방법에 적용하기 위해, 특정 시간 구간 (window span)의 data를 특정 구간 갱신 속도(update rate)마다 sampling하여 분석에 사용하였다. Window span이란 측정된 ECG data를 임의의 시간 구간(예: 30초) 동안 나누어 인지 부하를 분석하기 위해 사용되는 data 구간이다(그림 3.5 참조). 그리고 update rate은 window span이 갱신되어 이동하는 속도(예: 1초)를 의미하며, 예를 들어, update rate이 1초로 설정된다면 매 1초마다 동일한 window span에 대해 지속적으로 ECG data를 sampling하여 분석에 사용한다(그림 3.5 참조). 예를 들어, 2분간 측정된 ECG data를 분석하기 위해 30초의 window span과 1초의 update rate의 실시간 분석 조건을 적용한다면, 120초 분량의 ECG data가 30초 단위로 sampling되어 91회의 update이 발생하므로 총 91개의 분석 data로 sampling된다(그림 3.5 참조). 본 연구는 sampling을 통해 얻어진 ECG data를 IBI data로 변환한 후, AUC 분석을 통해 개인별 최적의 ECG 정량화 척도, window span, 그리고 update rate을 판정하기 위하여 변환된 IBI data를 4가지의 ECG 정량화 척도(mean IBI, SDNN, RMSSD, 그리고 RMSE)로 정량화하였다(표 3.1 참조).

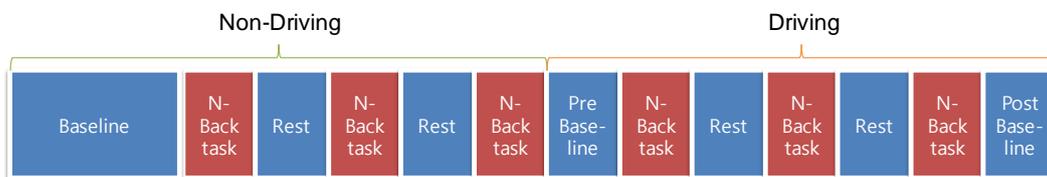


Figure 3.4. The 13 tasks sequence by driving and n-back tasks

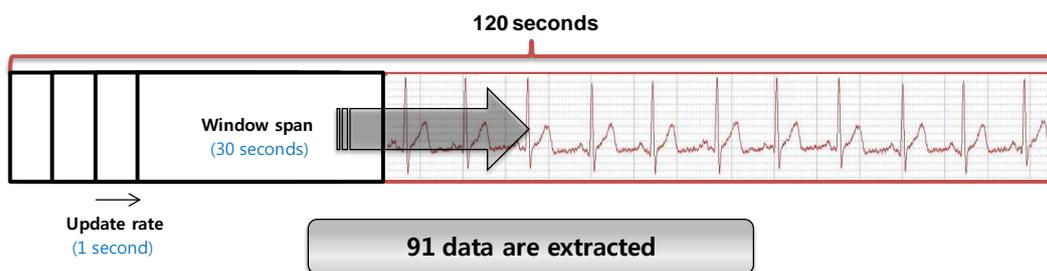


Figure 3.5. A concept of window span and update rate (window span = 30s and update rate = 1s)

Table 3.1. An example of quantified ECG data by four measures (mean IBI, SDNN, RMSSD, and RMSE)

No.	Mean IBI				SDNN				RMSSD				RMSE			
	BL*	0B*	1B*	2B*	BL	0B	1B	2B	BL	0B	1B	2B	BL	0B	1B	2B
1	.606	.625	.636	.612	.007	.008	.006	.008	.006	.007	.006	.007	.006	.006	.006	.007
2	.606	.625	.638	.614	.008	.008	.006	.008	.006	.007	.006	.007	.006	.007	.006	.007
3	.606	.626	.638	.617	.008	.008	.006	.008	.006	.007	.006	.007	.006	.007	.006	.007
4	.607	.626	.639	.619	.008	.008	.006	.009	.006	.007	.006	.007	.007	.007	.006	.007
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.	.
88	.609	.630	.640	.635	.009	.012	.007	.009	.006	.008	.007	.007	.008	.008	.006	.008
89	.609	.630	.640	.636	.009	.012	.007	.010	.006	.008	.007	.007	.008	.008	.006	.008
90	.610	.630	.641	.637	.009	.012	.007	.010	.006	.008	.007	.007	.008	.008	.006	.008
91	.610	.630	.641	.639	.009	.012	.007	.010	.006	.008	.007	.007	.008	.009	.006	.008

\* BL: baseline; 0B: 0-back; 1B: 1-back; 2B: 2-back

### 3.2.2. Area Under the ROC Curve (AUC) Analysis

본 연구는 운전자 인지 부하의 분석 정확도를 높일 수 있도록 개인의 심장 박동 특성을 고려한 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하기 위해 AUC 분석을 수행하였다. AUC 분석을 통해 비교 분석 되는 data는 네 가지의 작업 조건(baseline, 0-back, 1-back, 그리고 2-back)에서 수집된 ECG data를 네 가지의 형태(예: baseline, 0-back, 1-back vs. 2-back)로 조합한 data이다(표 3.2 참조). 네 가지 형태의 ECG data 조합 방법은 baseline의 포함 여부와 1-back 작업 시 수집된 ECG data가 낮은 인지 부하 수준과 높은 인지 부하 수준 중 어떤 수준에 포함되었는지에 따라 조합되었다. 예를 들어, baseline 작업과 0-back 작업 시의 ECG data를 합하였을 때의 인지 부하와 1-back 작업과 2-back 작업 시의 ECG data를 합하였을 때의 인지 부하 간의 변별 능력을 비교하였다. ECG data를 두 가지 수준으로 조합한 이유는 본 연구에서 개발된 인지 부하 분석 방법이 실제 차량의 안전 운전 지원 시스템에 적용되었을 때 경고가 필요한 위험 수준을 결정하기 위함이다. 본 연구는 인지 부하가 낮은 수준을 안정 수준, 인지 부하가 높은 수준을 위험 수준으로 정하고, 두 가지의 인지 부하 수준(낮은 인지 부하, 높은 인지 부하) 간 AUC 분석을 수행하여 최대의 AUC를 갖는 분석 조건을 개인별 최적 인지 부하 분석 조건으로 판정하였다.

Table 3.2. Four combinations of ECG data by four secondary tasks (baseline, 0-back, 1-back, and 2-back)

No.	Workload classification	
	Low workload	High workload
1	BL*, 0B*	1B*, 2B*
2	0B	1B, 2B
3	BL, 0B, 1B	2B
4	0B, 1B	2B

\* BL: baseline; 0B: 0-back; 1B: 1-back; 2B: 2-back

본 연구는 각 실험 참여자의 ECG data를 36가지 분석 조건(window span 3가지 × update rate 3가지 × ECG 정량화 척도 4가지)에서 2가지의 인지 부하 수준(낮은 인지 부하, 높은 인지 부하) 간 AUC 분석을 수행하여 최대의 AUC를 갖는 분석 조건을 개인별 최적 분석 조건으로 판정하였다. AUC 분석에 사용되는 data는 표 3.2와 같이 네 가지의 ECG data 조합 조건을 통하여 통합(pooling)된 ECG data를 세 가지의 window span 조건(20초, 30초, 그리고 40초)과 세 가지의 update rate 조건(1초, 2초, 그리고 3초)을 통해 sampling 되고, 네 가지의 척도(mean IBI, SDNN, RMSSD, 그리고 RMSE)로 정량화되어 총 36가지 분석 조건에서 수집되었다. Window span의 세부 수준은 실제 운전 중 인지 부하가 갑자기 가증될 수 있는 상황(예: 주변 차량의 갑작스런 끼어들기)으로 인해 증가된 인지 부하의 유지 시간을 고려하여 30초를 기준으로 정하였고, 10초 단위로 가감된 40초와 20초가 세부 수준으로 정립되었다. 그

리고 update rate의 세부 수준은 인지 부하의 변화를 감시하기 위한 최소 시간을 1초로 정하고, 추가적으로 2초와 3초를 정하였다. Sampling 된 data는 이론적으로 정규 분포를 따를 것으로 사료되었으나, 실제로는 정규 분포가 성립되지 않아 인지 부하 작업 간의 변별 능력 분석에 ROC 분석 방법을 적용하는 데에 한계가 있었다. 따라서, 본 연구는 ROC 분석 방법 대신, AUC 분석 방법을 적용하여 인지 부하 작업 간의 변별 능력을 파악하였다. 예를 들어, 그림 3.6은 window span 20초, update rate 1초, 그리고 mean IBI 척도의 분석 조건에서 실험 참여자 1명의 baseline과 0-back 작업 시의 ECG data 간의 변별 능력을 AUC로 나타낸 결과로서, 이 경우는 AUC가 0.8 이상이므로 기준 부하와 낮은 부하 작업 간 실험 참여자의 인지 부하 수준 간 변별 능력은 양호한 것으로 해석되었다. 이와 같이 본 연구는 AUC 분석을 통해 36가지의 ECG 분석 조건에서 4가지의 인지 부하 비교 조건 대하여 개인별 최적 인지 부하 간 변별 능력을 보이는 경우(예: baseline, 0-back vs. 1-back, 2-back)를 파악하여 개인별 최적 인지 부하 분석 조건으로 판정하였다.

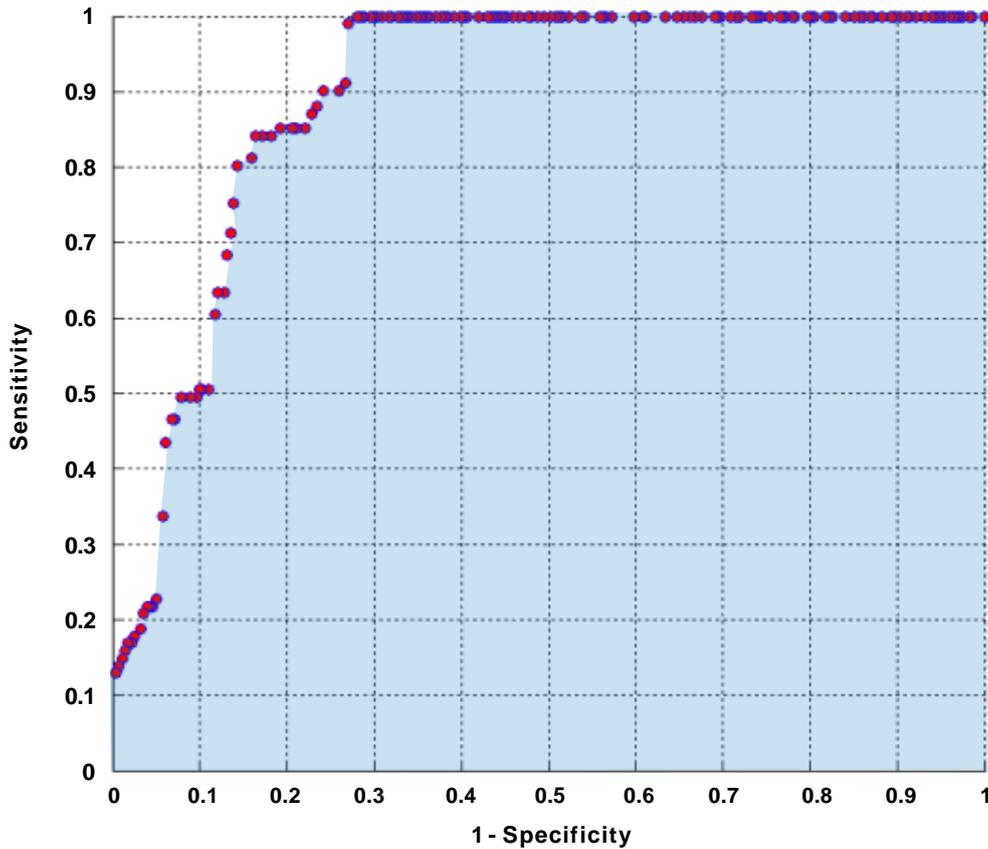


Figure 3.6. AUC analysis plot (illustrated)

본 연구에서 사용된 AUC 분석 결과는 0부터 1 사이의 값을 갖고, AUC가 0.5보다 클 때 높은 인지 능력이 요구되는 작업을 수행함에 따라 인지 부하가 증가하는 것이므로 의미가 있는 결과로 해석된다. 예를 들어, AUC가 0.5 이하인 경우는 두 가지 작업(낮은 인지 부하 작업; 0-back, 높은 인지 부하 작업; 2-back)이 제공되었을 때, 낮은 인지 부하 작업 수행 시의 ECG data가 높은 인지 부하 작업 수행 시에 비해 역전되어 더 높게 나타나는 경우이며, 그림 3.7(a)와 같이 AUC가 0인 경우는 두 가지 작업에 따른 인지 부

하의 분포가 역전되고 완전히 분리되어 변별 능력은 높으나 인지 부하 분석에 적용할 수 없는 경우이다. 그리고 그림 3.7(b)와 같이 AUC가 0.5인 경우는 두 가지 작업에 따른 ECG data 분포가 완전히 겹쳐져 변별 능력이 전혀 없는 것을 의미한다. 반면, 그림 3.7(c)와 같이 AUC가 0.5 이상인 경우는 두 가지 인지 부하 수준의 작업이 제공되었을 때, 높은 인지 부하 작업 수행 시의 ECG data가 낮은 인지 부하 작업 수행 시에 비해 더 높게 나타나므로 ECG data가 정상적으로 나타나는 경우이며, 특히, 그림 3.7(d)와 같이 AUC가 1인 경우는 두 가지 작업에 따른 인지 부하의 분포가 완전히 분리되어 가장 변별 능력이 높을 때를 의미한다. 따라서 AUC가 0.5 이상일 때 인지 부하 분포에 의미가 있으며, AUC가 1에 가까울수록 변별 능력이 가장 높은 것을 의미한다.

본 연구는 AUC가 0.8 이상인 경우의 변별 능력을 신뢰할 수 있고 사용 가능한 수준으로 정하였다. AUC는 수치에 따라 비정보적(noninformative;  $AUC = 0.5$ ), 약간 정확한(slightly accurate;  $0.5 < AUC \leq 0.7$ ), 보통 정확한(moderate accurate;  $0.7 < AUC \leq 0.9$ ), 매우 정확한(highly accurate;  $0.9 < AUC < 1$ ), 그리고 완벽한 검사(perfect inspection;  $AUC = 1$ )로 분류할 수 있다(Greiner et al., 2000; Swets, 1988). 또한, 환자 진단을 위한 의학 분야에서 AUC가 0.8 이하인 경우에는 정상인과 환자를 변별하기가 어려운 것으로 보고되었다(Park and Moon, 2005). 따라서, 본 연구는 운전 작업 전에 판정된 최적 인지 부하 분석 조건에서 낮은 부하와 높은 부하를 변별할 수 있는 기준으로서, Greiner et al.(2000)과 Swets(1988)에서 보통 정확한 수준( $0.7 < AUC \leq 0.9$ )의 중위수이

며, Park and Moon(2005)에서 최소 변별 능력으로 정해진 0.8을 인지 부하 수준 간 변별이 가능한 최소 수준으로 설정하였다.

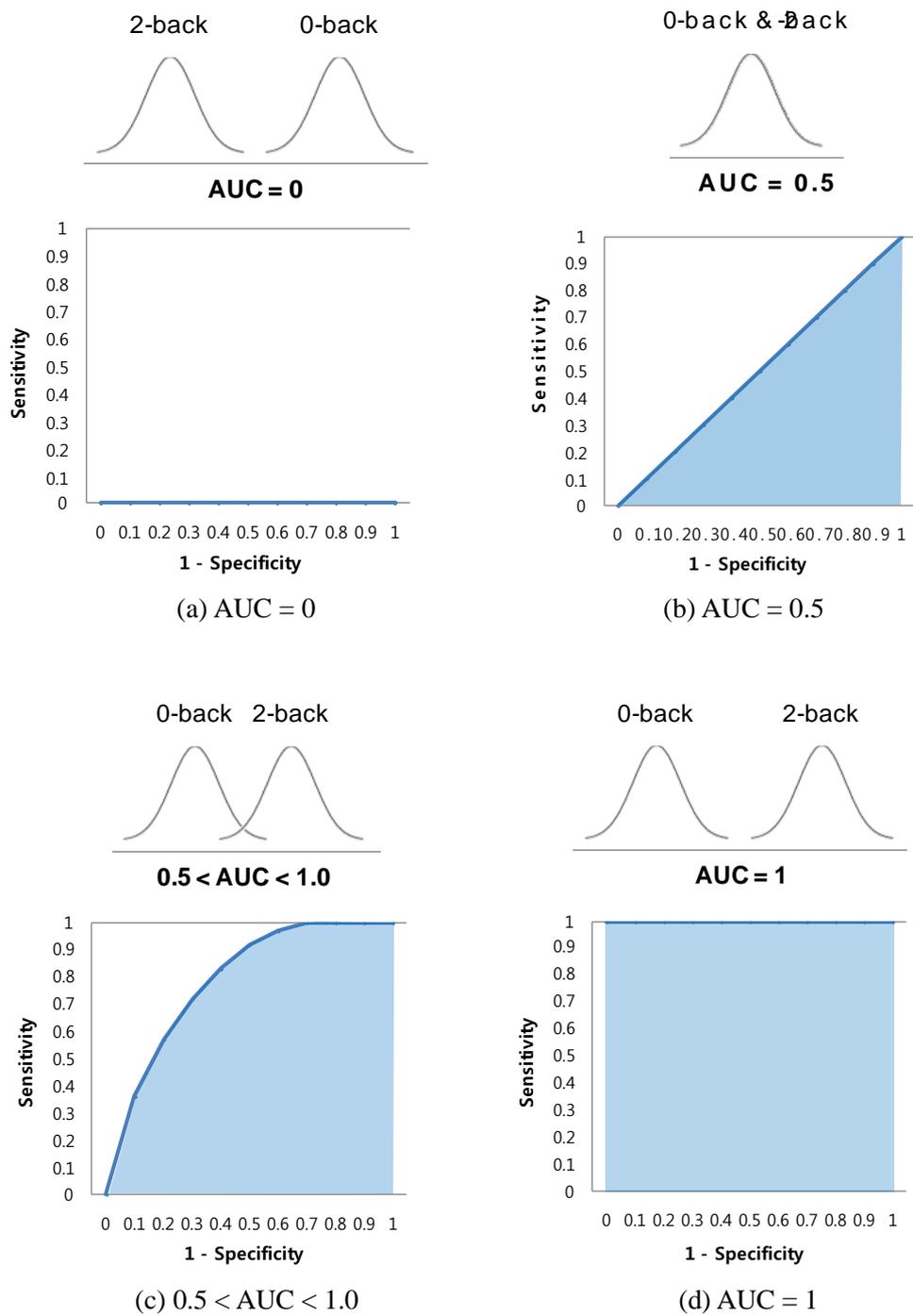


Figure 3.7. AUC analysis results

## IV. Result

본 연구는 개발된 ECG 기반의 운전자 별 인지 부하 평가 방법의 효용성을 검증하기 위해 개발된 인지 부하 평가 방법을 적용하여 운전자 개인에게 최적화된 인지 부하 분석 조건을 판정하고, 판정된 분석 조건을 운전 작업 시 인지 부하 평가에 적용하여 개인에게 최적화된 인지 부하 평가 방법의 효용성을 평가하였다.

### 4.1. Optimal Analysis Condition of Cognitive Workload

본 연구는 개발된 운전자 별 인지 부하 평가 방법을 활용하여, 운전을 하지 않은 상태에서 세 단계의 보조 작업(0-back, 1-back, 그리고 2-back) 수행 시 수집된 ECG data를 분석하여 표 4.1과 같이 각 실험 참여자들의 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하였다. 분석 결과, 본 연구의 가정과 같이 운전자 개인 별 최적 인지 부하 분석 조건은 window span, update rate, ECG 정량화 척도, 그리고 인지 부하 비교 수준 측면에서 다양한 것으로 파악되었다(표 4.1 참조). 예를 들어, 실험 참여자 1번의 ECG data는 40초의 window span과 2초의 update rate을 통해 IBI로 변환되고, RMSSD 척도로 정량화되어 baseline, 0-back, 그리고 1-back 작업 시 수집된 ECG data를 통합한 것과 2-back 작업 시 수집된 ECG data를 비교하였을 때(baseline, 0-back, 1-back vs. 2-back), 인지 부하 간 변별 능

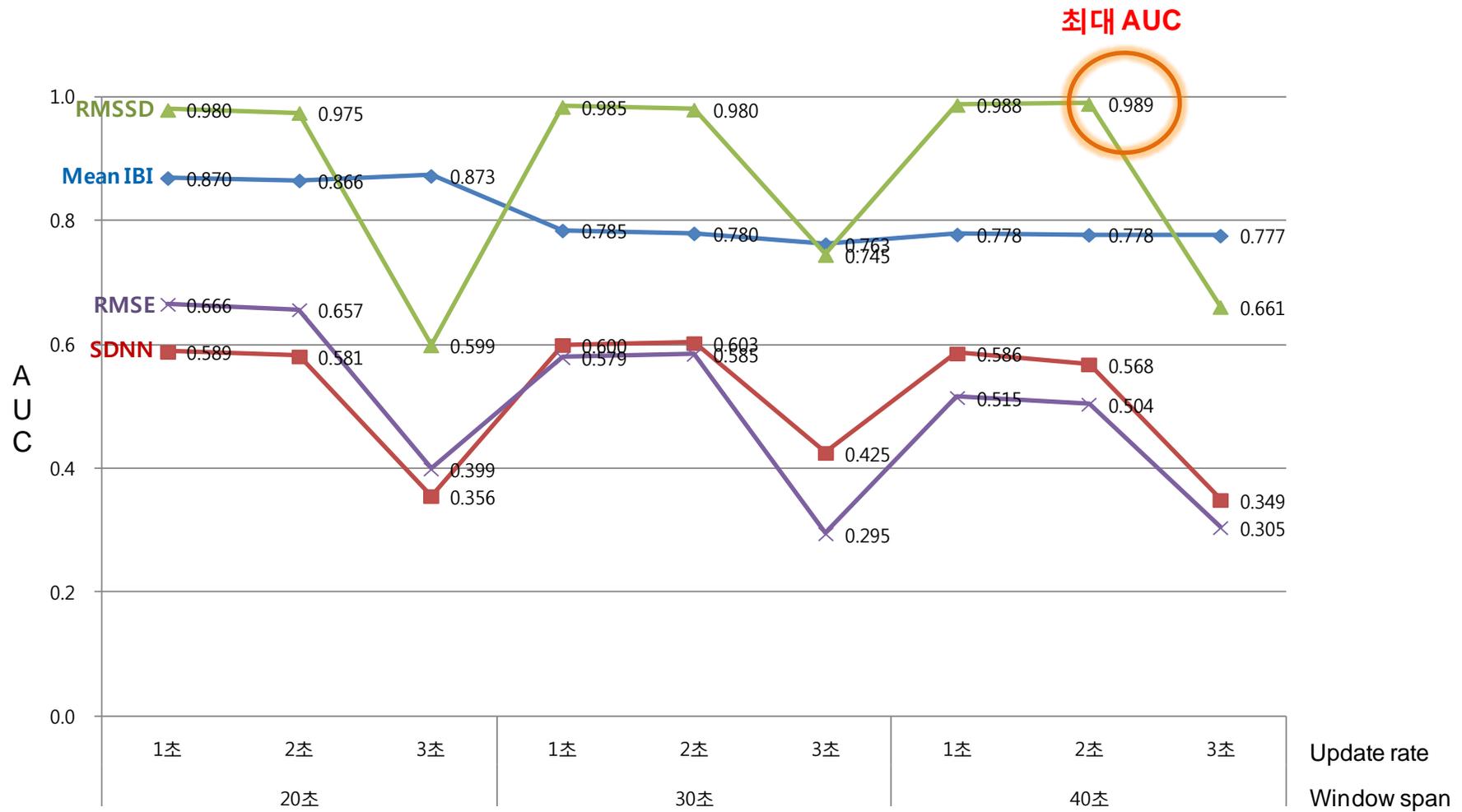
력이 가장 높은 것(AUC = 0.989)으로 파악되었다. 한편, 실험 참여자 7번의 ECG data는 40초의 window span과 1초의 update rate을 통해 IBI로 변환되고, SDNN 척도로 정량화하여 0-back과 1-back 작업 시 수집된 ECG data를 통합한 것과 2-back 작업 시 수집된 ECG data를 비교하였을 때(0B, 1B vs. 2B), 인지 부하 간 변별 능력이 가장 높은 것(AUC = 0.969)으로 파악되었다. 이와 같이 실험 참여자들의 인지 부하 분석 조건은 개인의 심장 박동 특성에 따라 다양한 것으로 나타났다. 개인별 최적 인지 부하 분석 조건의 각 세부 요소(factor level) 빈도를 종합한 결과, ECG 정량화 척도는 SDNN(6명), RMSSD(4명), mean IBI(2명), 그리고 RMSE(0명) 순으로 나타났고, window span은 40초(7명), 30초(4명), 그리고 20초(1명) 순으로 나타났으며, update rate은 1초(5명), 3초(4명), 그리고 2초(3명) 순으로 나타났다(표 4.1 참조).

본 연구는 실험 참여자 12명(1번, 3번, 4번, 5번, 6번, 7번, 8번, 9번, 11번, 12번, 13번, 그리고 15번)의 ECG data를 통해 36가지 인지 부하 분석 조건의 경향성을 파악하기 위하여, 개인별 최적 인지 부하 비교 수준에서 window span, update rate, 그리고 ECG 정량화 척도에 따른 AUC 값을 분석하였다. 분석 방법은 각 실험 참여자들의 최적 인지 부하 비교 수준 조건(예: baseline, 0-back, 1-back vs. 2-back)에서 세 가지의 window span 및 세 가지의 update rate의 조합에 따라 네 가지의 ECG 정량화 척도의 AUC를 나타내었으며, ECG 정량화 척도, window span, 그리고 update rate에 따른 경향성을 분석하였다(그림 4.1 참조).

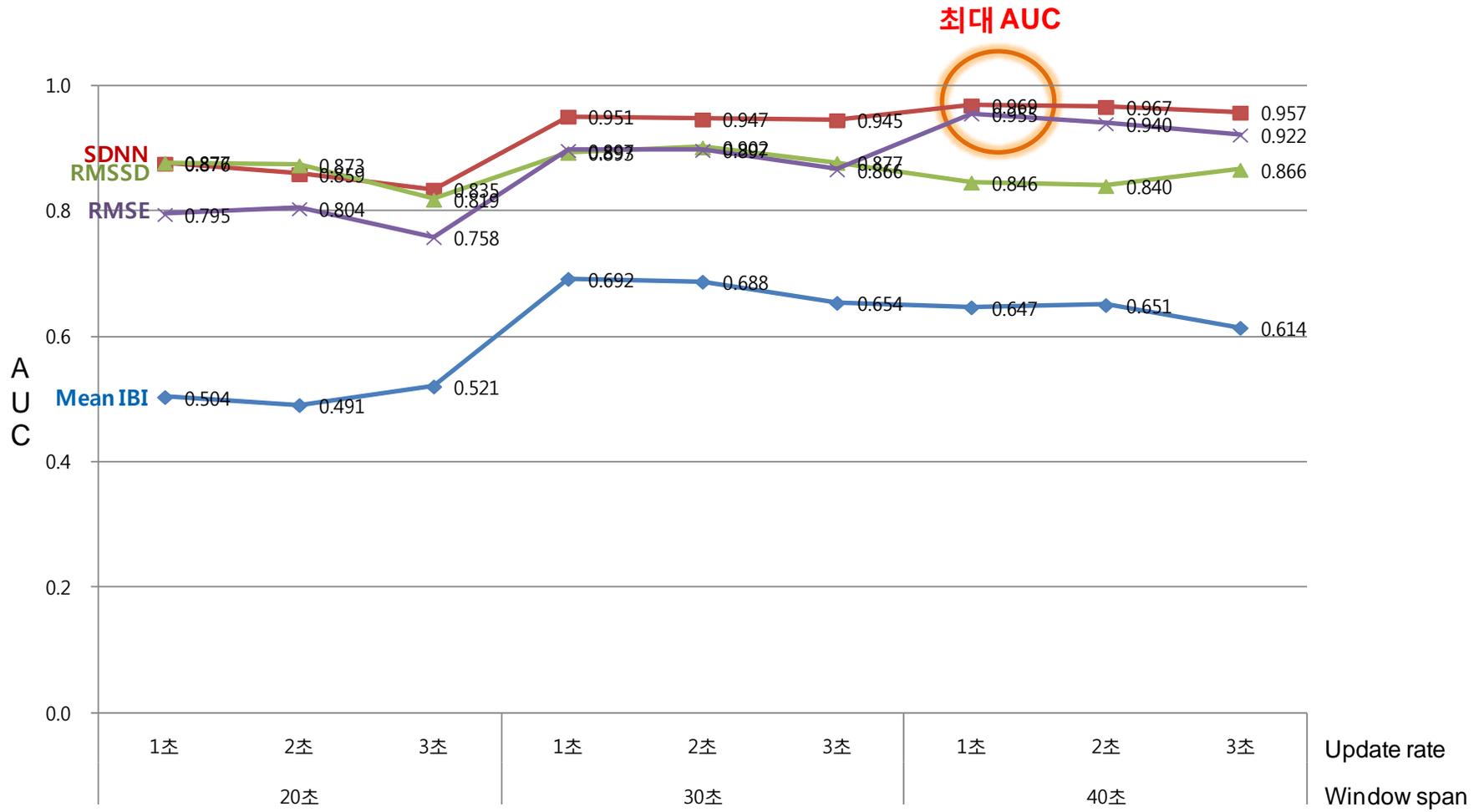
Table 4.1. Individual optimal analysis condition for cognitive workload evaluation

Participant No.	Optimal quantification Factors	Measure	Window span (sec)	Update rate (sec)	AUC	Cognitive workload comparison condition	
						Low cognitive workload	High cognitive workload
1		RMSSD	40	2	0.989	BL*, 0B*, 1B*	2B*
2			-		< 0.500	-	-
3		SDNN	30	2	0.658	0B, 1B	2B
4		RMSSD	30	1	0.862	0B	1B, 2B
5		RMSSD	30	1	0.993	BL, 0B, 1B	2B
6		SDNN	40	3	0.636	BL, 0B, 1B	2B
7		SDNN	40	1	0.969	0B, 1B	2B
8		SDNN	20	3	0.947	0B, 1B	2B
9		SDNN	40	1	0.946	BL, 0B	1B, 2B
10			-		< 0.500	-	-
11		Mean IBI	40	2	0.986	BL, 0B, 1B	2B
12		Mean IBI	40	3	0.844	BL, 0B, 1B	2B
13		SDNN	40	3	0.885	0B, 1B	2B
14			-		< 0.500	-	-
15		RMSSD	30	1	0.970	BL, 0B	1B, 2B

\* BL: baseline; 0B: 0-back; 1B: 1-back; 2B: 2-back



(a) Participant 1 (BL, 0B, 1B vs. 2B)



(b) Participant 7 (0B, 1B vs. 2B)

Figure 4.1. Analysis results

## 4.2. Validation

본 연구는 개발된 인지 부하 평가 방법의 효용성을 검증하기 위하여 운전 작업을 수행하기 전에 판정된 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 기반으로 시뮬레이터에서 운전 작업 시 AUC를 계산하여 표 4.2와 같이 운전 전에 파악된 AUC와 비교하였다. 비교 기준은 운전 작업 시 AUC와 운전 작업 전 AUC의 차이가 0.1 이하인 경우와 0.1을 초과하더라도 운전 작업 시 AUC가 0.8 이상이라면 최적 인지 부하 분석 조건이 적절히 판정된 것으로 간주하였다. 분석 결과, 7명의 실험 참여자(1번, 3번, 5번, 7번, 9번, 11번, 그리고 13번)의 최적 인지 부하 분석 조건이 운전 작업 전에 적절하게 판정된 것으로 파악되었다. 6명의 실험 참여자(1번, 3번, 7번, 9번, 11번, 그리고 13번)의 AUC 차이는 0.1 이하였고, 실험 참여자 5번의 AUC 차이는 0.143이었으나, 운전 작업 시 AUC가 0.8 이상이므로 적절한 것으로 판정되었다. 따라서 이러한 기준에 의하면 총 7명의 실험 참여자의 경우, 최적 인지 부하 분석 조건이 적절히 판정된 것으로 나타났다. 한편, 3명의 실험 참여자(8번, 12번, 그리고 15번)의 경우에는 AUC의 차이가 0.1를 초과하고 운전 시 AUC가 0.8 이하이므로, 판정된 인지 부하 분석 조건이 적절하지 않은 것으로 파악되었다. 그리고 5명의 실험 참여자(2번, 4번, 6번, 10번, 그리고 14번)의 경우에는 판정된 인지 부하 분석 조건에서 운전 작업 시 AUC가 0.5에 미치지 못하여 인지 부하의 변화에 따라 ECG가 변화하지 않는 것으로 파악되었다.

Table 4.2. Validation of the developed evaluation method

Participant No.	Optimal quantification Factors Measure	Window span (sec)	Update rate (sec)	AUC			Cognitive workload comparison condition	
				Before driving	During driving	Difference	Low cognitive workload	High cognitive workload
1	RMSSD	40	2	0.989	0.947	-0.042	BL*, 0B*, 1B*	2B*
2		-		< 0.500		-		
3	SDNN	30	2	0.658	0.751	0.093	0B, 1B	2B
4	RMSSD	30	1	0.862	0.253	-0.609	0B	1B, 2B
5	RMSSD	30	1	0.993	0.850	-0.143	BL, 0B, 1B	2B
6	SDNN	40	3	0.636	0.336	-0.300	BL, 0B, 1B	2B
7	SDNN	40	1	0.969	0.963	-0.006	0B, 1B	2B
8	SDNN	20	3	0.947	0.651	-0.296	0B, 1B	2B
9	SDNN	40	1	0.946	0.992	0.046	BL, 0B	1B, 2B
10		-		< 0.500		-		
11	Mean IBI	40	2	0.986	0.894	-0.092	BL, 0B, 1B	2B
12	Mean IBI	40	3	0.844	0.693	-0.151	BL, 0B, 1B	2B
13	SDNN	40	3	0.885	0.830	-0.055	0B, 1B	2B
14		-		< 0.500		-		
15	RMSSD	30	1	0.970	0.795	-0.175	BL, 0B	1B, 2B

\* BL: baseline; 0B: 0-back; 1B: 1-back; 2B: 2-back

## V. Discussion

본 연구는 운전 작업 전 보조 작업을 수행하며 측정된 ECG data를 통해 운전자 개인의 최적 인지 부하 분석 조건을 판정한 결과, 개인별 심장 박동 특성에 따라 다양하게 나타나는 것을 파악하였다. 각 운전자의 심장 박동 특성에 영향을 주는 요소로 고려된 최적 ECG 정량화 척도는 SDNN(6명), RMSSD(4명), mean IBI(2명), RMSE(0명), window span은 40초(7명), 30초(4명), 20초(1명), 그리고 update rate은 1초(5명), 3초(4명), 2초(3명) 순으로 나타나, 각 요인 수준이 다양한 것으로 나타났다. 그리고 본 연구에서 판정된 운전자들의 최적 인지 부하 분석 조건을 통하여 특정 window span이나 update rate에 의해 나타나는 변동 경향성을 분석하였으나, 변동 경향성이 나타나지는 않았다. 예를 들어, 그림 4.1(a)와 같이 운전자 1번의 경우 SDNN, RMSSD, 그리고 RMSE의 척도를 사용함과 동시에 update rate이 3초일 때 AUC가 대체로 낮은 변동 경향성이 나타났다. 그러나 운전자 1번 외 다른 운전자들의 경우에는 이러한 변동 경향성이 나타나지 않았다. 따라서 본 연구의 가정대로 운전자들마다 다양한 심장 박동 특성이 있음이 파악되었으며, 운전자 모두에게 동일한 ECG 정량화 척도, window span, 그리고 update rate을 적용하여 인지 부하를 평가하는 것은 한계가 있는 것으로 파악되었다. 이와 같이 개인별 최적 인지 부하 분석 조건이 다양한 것은 개인의 심장 박동 특성이 다양하기 때문인 것으로 사료되며, ECG 기반의 운전자 개인별 인지 부하를 평가하기 위해서는 개인의 심장 박동

특성을 고려하는 것이 추천된다.

본 연구는 ECG를 기반으로 운전자의 인지 부하를 평가하는 방법의 개발을 위해 AUC 분석 방법을 적용하였고, 기존 연구와 달리 다양한 ECG 정량화 척도(mean IBI, SDNN, RMSSD, 그리고 RMSE)를 사용하였으며, 실시간 분석을 위해 window span과 update rate 개념을 개발하여 운전자 개인별 최적의 인지 부하 분석 조건을 판정할 수 있었다. 본 연구에서 개발된 AUC 분석 방법을 적용하여 다양한 작업 조건(예: baseline, 0-back, 1-back vs. 2-back)에서의 인지 부하 평가가 가능할 것으로 사료된다. 그리고 기존 연구와 달리 다양한 ECG 정량화 척도를 사용함으로써 개인의 심장 박동을 고려한 최적의 인지 부하 분석 조건이 선정될 수 있다. 또한, window span과 update rate 개념을 통해 운전 상황에서 실시간의 ECG 분석 및 피드백이 가능하다. 뿐만 아니라, ECG 정량화 척도, window span, 그리고 update rate을 조합한 다양한 인지 부하 분석 조건에서 개인에게 가장 적합한 분석 조건을 판정할 수 있으며, n-back 작업과 같은 단계별 작업 부하 수준의 조합을 통해 인지 부하 수준 간 비교 조건(예: 낮은 인지 부하 vs. 높은 인지 부하)도 개인별 최적 조건으로 판정되어 인지 부하를 평가할 수 있다. 이를 통해, 운전자의 심장 박동 특성이 고려된 ECG 기반의 인지 부하 평가가 가능할 것으로 기대된다.

본 연구는 Lee et al.(2010)에서 57%의 운전자에게 최적 ECG 정량화 척도로 적합했던 RMSE가 최적 척도로 선정된 운전자는 없는 것을 파악하였다. 본 연구에서는 RMSE보다는 SDNN이 최적 ECG 정량화 척도로서 가장 많이

선정되었는데, 그 이유는 본 연구에서 적용된 window span이 최대 40초로써 RMSE의 특성이 나타나기에는 ECG data가 부족한 것으로 사료된다. RMSE는 IBI data의 분포를 통해 회귀식을 1차 또는 2차로 추정하게 되고, IBI data의 양이 적을 경우 1차 회귀식으로 추정할 확률이 높아진다. 실제 본 연구에서는 IBI data가 1차의 회귀식으로 추정된 경우가 많았으며, 1차 회귀식은 SDNN으로 분석하는 것과 동일한 결과가 나타나게 된다. 따라서, SDNN이 개인별 최적 인지 부하 평가 척도로 가장 많이 선정된 것으로 파악되었다. 그러나 RMSE는 운전자들의 심장의 주기적인 변화에 따른 인지 부하를 파악하는데 유용하므로 (Lee et al., 2010), 추후 연구에서는 window span을 기존 연구와 동일하게 120초로 설정하여 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하고, RMSE 척도의 효용성을 재평가할 필요가 있는 것으로 사료된다.

본 연구는 운전자 15명을 통하여 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정한 결과, 3명의 운전자들(2번, 10번, 그리고 14번)의 경우 모든 인지 부하 분석 조건에서 AUC가 0.5 미만으로 나타나, 인지 부하의 변화에 따라 ECG가 변화하지 않는 것을 파악하였다. 이러한 특성이 나타나는 운전자들은 본 연구에서 제공된 보조 작업에 따라 심장 박동의 변화가 나타나지 않는 것으로 추정된다. 인간의 인지 부하는 작업을 수행함에 따라 심장 박동수 증가로 인해 가중되나(Son et al., 2008), 작업의 종류에 따라 심장 박동에 영향을 미치지 못하는 경우가 있다. 예를 들어, Park et al.(2010)은 n-back 작업을 통해 운전자들의 인지 부하가 증가할 수 있도록 실험을 설계하였으나, n-back 단계에 따른

유의한 차이가 나타나지 않은 것으로 보고하였다. 따라서 본 연구에서 제시된 n-back 작업 외에 다른 작업(예: 암산, 버튼 조작 작업)을 통하여 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하는 것이 인지 부하 평가의 신뢰성 제고를 위해 필요한 것으로 사료된다. 또한, 인간의 생체 신호는 외부 환경 요인(예: 수행 작업) 뿐만 아니라 내부 환경 요인(예: 성격, 생체 리듬, 생각, 기분)에 의해 변할 수 있으므로(Kim et al., 2000), 심장 박동의 특성 파악 시 내부 환경 요인에 대한 통제를 강화할 필요가 있는 것으로 사료된다. 외부 환경 요인이란 인지 부하를 가중시키기 위해 외부에서 주어지는 과제를 의미하고, 내부 환경 요인이란 개인적 성격 특성이나 수행 과제에 대한 심리적 특성을 의미한다(Kim et al., 2000). 본 연구는 인지 부하의 증가를 위해 외부 환경에 변화를 주었으나, 내부 환경 요인을 통제하지 못한 한계가 있었다. 따라서, 본 연구에서 n-back 작업으로 인해 인지 부하 변화에 따른 ECG의 변화가 나타나지 않은 3명의 운전자들의 경우, 내부 환경 요인으로 인해 ECG의 변화가 나타나지 않은 것으로 사료된다. 예를 들어, 외부 환경 변화에 따른 심장 박동의 변화가 둔감한 경우 n-back 작업으로 인해 인지 부하의 변화가 발생하지 않을 가능성이 있다. 또한, 실험 상황인 점과 ECG sensor 부착 등으로 인해 지속적인 긴장 상태가 유지되어 n-back 작업에 민감하게 반응하지 못하였을 가능성도 있을 것으로 사료된다. 생체 신호는 내부 환경 요인에 민감한 경향이 있으므로 인지 부하의 증가를 위한 실험 설계에서 내부 환경 요인을 통제하는 방법을 개발하는 것이 필요한 것으로 사료되며, 내부 환경 요인에 대한 통제가 가능한 방법의

개발은 ECG를 활용한 인지 부하 평가 방법에 유용하게 적용될 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구는 개발된 개인별 인지 부하 평가 방법의 효용성을 검증한 결과, 약 58%의 운전자들에게서 최적 인지 부하 분석 조건이 적합하게 판정된 것으로 나타났다. 7명의 운전자들(1번, 3번, 5번, 7번, 9번, 11번, 그리고 13번)의 경우 심장 박동의 특성이 운전 작업 여부에 따라 변하지 않으므로 본 연구에서 개발된 최적 인지 부하 평가 방법을 활용하여 실제 운전 작업 중 인지 부하를 평가할 수 있을 것으로 사료된다. 반면, 3명의 운전자들(8번, 12번, 그리고 15번)의 경우, 운전 작업 전에 판정된 최적의 인지 부하 분석 조건이 운전 작업 중 최대 AUC를 갖지 않으므로 인지 부하 분석에 적합하지 않은 것으로 파악되었다. 그러므로 운전자 8번, 12번, 그리고 15번은 운전 작업 여부에 따라 심장 박동 특성이 변하는 것을 알 수 있으며, 본 연구에서 개발된 최적 인지 부하 평가 방법은 실제 운전 작업 중에 적용하기 어려운 것으로 사료된다. 한편, 2명의 운전자들(4번, 6번)의 경우, 운전 작업 전에 판정된 개인별 최적 인지 부하 분석 조건이 운전 작업 중 AUC가 0.5에 미치지 못하여 인지 부하의 변화에 따라 ECG가 변화하지 않는 것으로 파악되었으며, 이에 따라 최적 인지 부하 분석 조건 판정에 적용이 어려운 것으로 사료된다. 따라서, 본 연구는 개발된 개인별 최적 인지 부하 평가 방법이 다양한 심장 박동 특성을 지닌 운전자들의 특성을 파악하여 모든 운전자들의 인지 부하를 평가할 수 있도록 본 연구에서 개발된 인지 부하 평가 방법이 보완될 필요가 있는 것으로 사료된다.

## VI. Conclusion

본 연구는 운전자 개인의 심장 박동 특성이 고려된 인지 부하를 평가하기 위하여 개인에게 최적화된 ECG 분석 조건을 판정하는 방법을 개발하고, 실험을 통해 개발된 인지 부하 평가 방법의 효용성을 검토하였다. 첫째, 본 연구는 운전자 개인에게 최적화된 ECG 분석 조건을 판정하기 위하여 ECG data를 정량화하기 위한 척도를 분석 조건에 포함하고, 실시간 분석에 필요한 요소 파악 및 세부 요소를 정립하였다. 이를 위해, 본 연구는 문헌 조사를 수행하여 기존 연구에서 인지 부하 평가를 위해 ECG 정량화에 유용하게 활용되는 척도들(예: SDNN)을 조사하였다. 그리고 본 연구는 ECG를 활용한 실시간 인지 부하 평가 시 개인의 심장 박동 특성을 고려하기 위하여 실시간 ECG 분석 시 고려할 요소들(window span, update rate)을 파악하였다. 그리고 운전자 개인에게 최적화된 인지 부하 분석 조건을 판정하기 위해 ECG 정량화 척도와 실시간 분석을 위한 요소들의 수준(factor level)들을 정립하였다. 본 연구는 문헌 조사를 통해 조사된 ECG 정량화 척도들 중 주로 사용되는 4가지의 척도들(mean IBI, SDNN, RMSSD, 그리고 RMSE)을 본 연구에서 평가할 척도로 정립하였다. 또한, 실시간 인지 부하 평가 시 고려 요소로 정립된 window span의 세부 수준은 20초, 30초, 그리고 40초, 그리고 update rate의 세부 수준은 1초, 2초, 그리고 3초로 정립되었다.

둘째, 본 연구는 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 파악하는 방법을

개발하였다. 먼저, ECG 정량화 척도 및 실시간 분석 시 고려 요소들로 파악된 세부 수준들은 조합을 통해 36가지의 분석 조건(window span 3가지 × update rate 3가지 × ECG 정량화 척도 4가지)으로 정립되었으며, AUC 분석 방법을 통해 다양한 작업 부하 간 비교 분석이 수행되어, 최대 AUC를 갖는 인지 부하 분석 조건이 개인에게 최적화된 분석 조건인 것으로 판정되었다.

셋째, 본 연구는 개발된 개인별 최적 인지 부하 분석 방법의 효용성을 평가하기 위해, 실험을 통해 수집된 ECG data를 활용하여 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하고, 판정된 분석 조건을 운전 중 상황에 적용함으로써 인지 부하 분석 방법의 효용성을 검증하였다. 먼저, 운전자 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정하기 위해 운전을 하지 않는 상황에서 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 파악하였다. 그리고 본 연구는 파악된 분석 조건을 기반으로 개인별 최적 분석 조건을 시뮬레이터에서의 driving 상황에 적용하여 변별 능력을 평가하였고, 보조 작업의 수준에 따라 인지 부하가 정상적으로 나타난 12명의 실험 참여자들 중 7명(58%)의 최적 인지 부하 분석 조건을 적합하게 판정하는 것으로 파악하였다. 그러므로 실험 참여자 7명의 경우 심장 박동의 특성이 운전 작업 중에도 변하지 않으므로 본 연구에서 개발된 최적 인지 부하 평가 방법을 통해 실제 차량에서 인지 부하를 평가할 수 있을 것으로 기대된다.

본 연구는 36가지의 분석 조건과 4가지 수준의 작업에 따른 인지 부하 간 비교를 수행하였으나, 추후 연구는 보다 정확한 분석을 위해 분석 조건을

보완(예: ECG 정량화 척도 추가, window span 세부 수준 추가)하여 개인별 최적 인지 부하 분석 조건을 판정할 필요가 있는 것으로 사료된다. 예를 들어, window span을 1분 이상으로 확장하여 RMSE의 최적 ECG 정량화 척도 선정 빈도를 분석할 수 있다. 또한, 정교한 인지 부하 평가를 위하여 심장 박동에 영향을 미칠 수 있는 운전자들의 기본적인 특성(예: 성별, 성격 유형)을 고려하고, 실험 환경이 아닌 일상 환경에서 수집된 운전자들의 ECG data를 통해 개인의 심장 박동 특성을 파악할 필요가 있는 것으로 사료된다. 그리고 인지 부하 수준을 3단계로 분류(안정 수준, 불안 수준, 그리고 위험 수준)하여 보다 세부적인 인지 부하 평가가 가능한 분석 방법을 제안하는 것이 필요하며, 본 연구에서 개발된 개인별 최적 인지 부하 평가 방법의 시스템 적용 가능성을 높이기 위하여 실차 주행을 활용한 효용성 평가가 필요한 것으로 사료된다. 또한, ECG 정량화 척도의 종류를 주파수 영역(frequency domain)으로 확장하여 낮은 주파수 대역(low frequency band; 0.04 ~ 0.15 Hz)에서 측정된 ECG data 대비 높은 주파수 대역(high frequency band; 0.15 ~ 0.40 Hz)에서 측정된 ECG data의 상대적 비율로 계산되는 LF/HF(ratio of powers in low and high frequencies) 같은 척도를 사용하는 것이 보다 정확한 인지 부하 분석을 위해 필요한 것으로 사료된다.

## References

1. Bae, J., Won, W., and Son, J. (2008). Data collection, variable selection and parameter quantification for driver physiological signal of ages under unexpected events. *The Korean Society of Automotive Engineers*, 1113-1601.
2. Boutcher, Y. N. and Boutcher., S. H. (2006). Cardiovascular response to stroop: Effect of verbal response and task difficulty. *Biological Psychology*, 73(3), 235-241.
3. Broadbent, D. E., Cooper, P. F., FitzGerald, P., and Parkes, K. R. (1982). The cognitive failures questionnaire (CFQ) and its correlates. *British Journal of Clinical Psychology*, 21(1), 1-16.
4. Brookhuis, K. A., and Waard, D. (2001). Assessment of drivers' workload: performance, subjective and physiological indices. In Hancock, P. and Desmond P. (Eds.). *Stress, workload and fatigue: theory, research and practice* (pp. 321-333). New Jersey: Lawrence Erlbaum.
5. Causse, M., Senard, J. M., Demonet, J. F., and Pastor, J. (2010). Monitoring cognitive and emotional processes through pupil and cardiac response during dynamic versus logical task. *Appl Psychophysiol Biofeedback*. 35, 115-123.
6. Deftereos, S. N., Andronis, C., Friedla, E. J., Persidis, A., and Persidis, A. (2011). Drug repurposing and adverse event prediction using high-throughput literature analysis. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Systems Biology and Medicine*, 3(3), 323-334.
7. Dussault, C., Jouanin, J. C., Philippe, M., and Guezennec, C. Y. (2005). EEG and ECG changes during simulator operation reflect mental workload and vigilance. *Aviat Space Environ Med.*, 76, 344-51.

8. Faraggi, D. and Reiser, B. (2002). Estimation of the area under the ROC curve. *Statistics in Medicine*, 21(20), 3093-3106.
9. Gould, K. S., Røed, B. K., Saus, E., Koefoed, V. F., Bridger, R. S., and Moen, B. E. (2009). Effects of navigation method on workload and performance in simulated high-speed ship navigation. *Applied Ergonomics*, 40(1), 103-114.
10. Green, D. M. and Swets, J. A. (1966). Signal detection theory and psychophysics. 1st published in 1966 by Wiley & Sons, Inc., New York.
11. Greiner, M., Pfeiffer, D., and Smith, R. D. (2000). Principles and practical application of the receiver-operating characteristic analysis for diagnostic tests. *Prev Vet Med*, 45, 23-41.
12. Gu, J., Ghosal, S., and Roy, A. (2006). Non-parametric estimation of ROC curve. Institute of Statistics mimeo series, 2592.
13. Hand, D. J. and Till, R. J. (2001). A simple generalisation of the area under the ROC curve for multiple class classification problems. *Machine Learning*, 45(2), 171-186.
14. Horigome, T., Tanaka, H., and Ide, H. (2002). Biosignal measurement and processing. Individual identification by spatial frequency feature of the facial skin thermogram. *Transactions of the Institute of Electrical Engineers of Japan*. 122(9), 1645-1650.
15. Hsiao, J. K., Bartko, J. J., and Potter, W. Z. (1989). Diagnosing diagnoses receiver operating characteristic methods and psychiatry. *Archives of General Psychiatry*, 46, 664-667.
16. Jeon, Y. (2010). Study on evaluation method of driver's cognitive workload with using in-vehicle information systems. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 29(5), 735-739.

17. Jeon, Y., Lee, N., Im, J., Kwon, D., and Shin, G. (2002). A study for the extraction of stress index using physiological signal variations. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 21(4), 1-13.
18. Kim, H., Choi, S., and Lim, H. (2000). Relation of Trainee Pilot's Mental Workload and Psychological Characteristics. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 21, 1-19.
19. Kim, M. (2008). Investigating the relationships among prior knowledge, cognitive load, flow, and achievement. A master's thesis. Ewha Womans University, Seoul, Korea.
20. Lee, T. (2011). The unabridged dictionary of physical education. Minjoong publishing company.
21. Lee, W., Jung, K., Hong, W., Park, S., Park, Y., Son, J., Park, S., and You, H. (2010). Analysis of drivers' ECG biological signal under different levels of cognitive workload for intelligent vehicle. In *Proceedings of Ergonomics Society of Korea 2010*, Pyeongchang, Korea. (Pyeongchang, Korea, October 22-23).
22. Lim, Y., Kim, K., and Park, K. (2006). ECG measurement on a chair without conductive contact. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 53(5), 956-959.
23. Liu, B. and Lee, Y. (2006). In-vehicle workload assessment: Effects of traffic situations and cellular telephone use. *Journal of Safety Research*. 37(1), 99-105.
24. Metz, C. E. (1989). Some practical issues of experimental design and data analysis in radiological ROC studies. *Investigation Radiology*. 24, 234-245.
25. Newman, M. G. and Stone, A. A. (1996). Does humor moderate the effects of experimentally-induced stress? *The Society of Behavioral Medicine*, 18(2), 101-109.

26. Nockemann, C., Heidt, H., and Thomsen, N. (1991). Reliability in NDT: ROC study of radiographic weld inspections. *Nondestructive Testing and Evaluation International*, 24, 235-245.
27. Park, L. and Moon, J. (2005). Optimization of classifier performance at local operating range: A case study in fraud detection. *International journal of fuzzy logic and intelligent systems*, 5(3), 179-281.
28. Park, Y., Park, S., Lee, T., and Son, J. (2010). Impact of cognitive demand on drivers' visual attention in driving simulator. In *Proceedings of Ergonomics Society of Korea 2010*, Pyeongchang, Korea. (Pyeongchang, Korea, October 22-23).
29. Piechulla, W., Mayser, C., Gehrke, H., and Konig, W. (2003). Reducing drivers' mental workload by means of an adaptive man-machine interface. *Transportation Research Part F*, 6, 233-248.
30. Pollard, J. K., Sussman, E. D., and Stearns, M. (1990). Shipboard crew fatigue, safety and reduced manning. Report No. DOT-MA-RD-840-90014. John A. Volpe National Transportation Systems Center, Massachusetts, United States. pp. 1-18.
31. Reimer, B., Mehler, B., Son, J., Pohlmeier, A. E., Orszulak, J., Long, J., and Coughlin, J. F. (2009). A cross-cultural comparison of younger and older adults' simulated highway driving performance under single and dual task conditions. *In the Proceedings of the 5th International Driving Symposium on Human Factors in Driving Assessment, Training, and Vehicle Design*, Big Sky, Montana, June 24-25.
32. Schubert, C., Lambertz, M., Nelesen, R. A., Bardwell, W., Choi, J. B., and Dimsdale, J. E. (2009). Effects of stress on heart rate complexity: A comparison between shortterm and chronic stress. *Biological Psychology*, 80(3), 325-332.

33. Somoza, E., Mossman, D., and McFeeters, L. (1990). The info-ROC technique: A method for comparing and optimizing inspection systems. In *Review of Progress in Quantitative Nondestructive Evaluation*, Thompson DO, Chimenti DE (eds). Plenum Press: New York.
34. Son, J., Reimer, B., Mehler, B., Pohlmeier, A. E., Godfrey, K. M., Orszulak, J., Long, J., Kim, M., Lee, Y., and Coughlin, J. F. (2010). Age and cross-cultural comparison of drivers' cognitive workload and performance in simulated urban driving. *International Journal of Automotive Technology*, 11(4), 533-539.
35. Son, M., Kim, Y., Ye, S., Kim, J., Kang, D., Ham, J., and Lee, Y. (2008). Chronic and acute effects of work-related factors on heart rate variability. *Journal of the Industrial Medicine Society of Korea*, 20(4), 283-378.
36. Swets, J. A. (1988). Measuring the accuracy of diagnostic systems. *Science*, 240, 1285-1293.
37. USCG (1998), Report No. CG-D-10-99, "Crew fatigue and performance on U.S. coast guard cutters", pp. 5-31.
38. Waard, D. (1996). The measurement of drivers' mental workload. Published by The Traffic Research Centre VSC, University of Groningen, P.O. Box 69, 9750 AB HAREN, The Netherlands.
39. Wang, J. S., Knipling, R. R., and Goodman, M. J. (1996). "The role of driver inattention in crashes: New statistics from the 1995 Crashworthiness Data System," *40th Association for the Advancement of System*, Vancouver, Canada, pp. 377-392.
40. Wickens, C. D. and Hollands, J. G. (2000). *Engineering Psychology and Human Performance*, 3rd ed. Prentice Hall, Upper Saddle River, NJ.

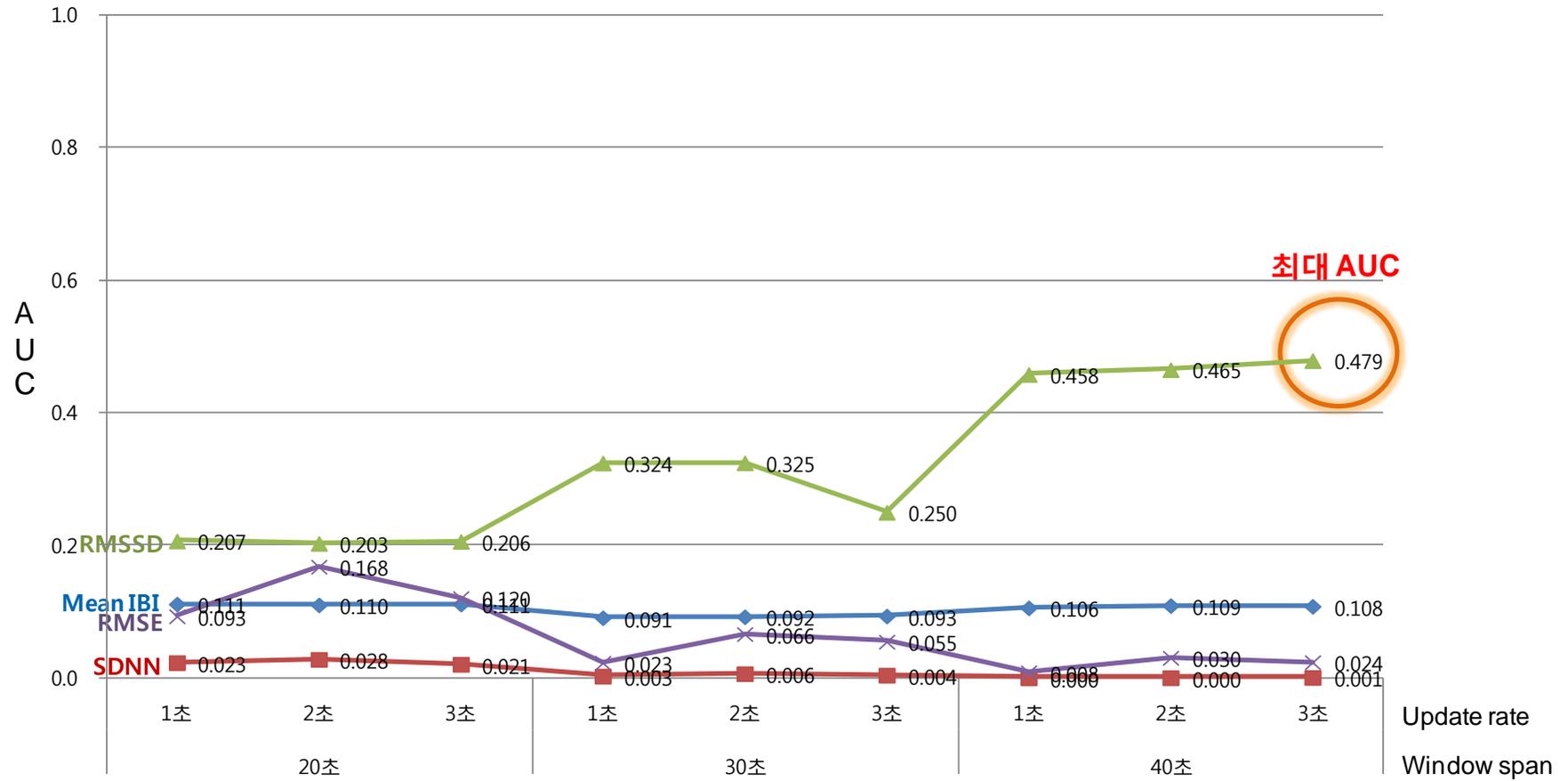
41. Wood, R., Maraj, B., Lee, C. M., and Reyes, R. (2002). Short-term heart rate variability during a cognitive challenge in young and older adults. *Age and Aging*, 31, 131-135.
42. Yao, Y. J., Chang, Y. M., Xie, X. P., Cao, X. S., Sun, X. Q., and Wu, Y. H. (2008). Heart rate and respiration responses to real traffic pattern flight. *Psychophysiology Biofeedback*, 33(4), 203-209.

## Appendix. Individual AUC Analysis

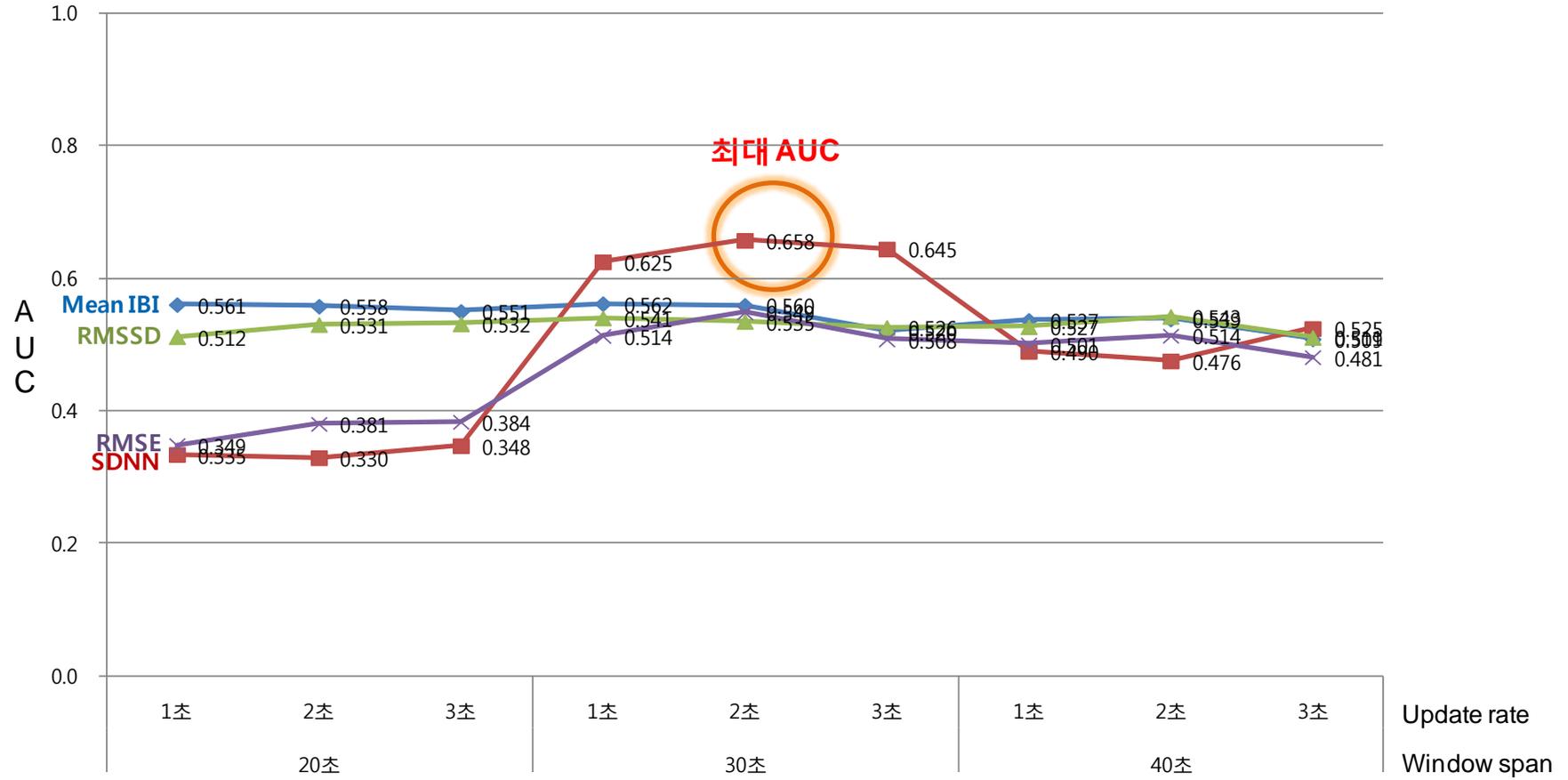
Appendix 1. Participant 1 (BL, 0B, 1B vs. 2B)



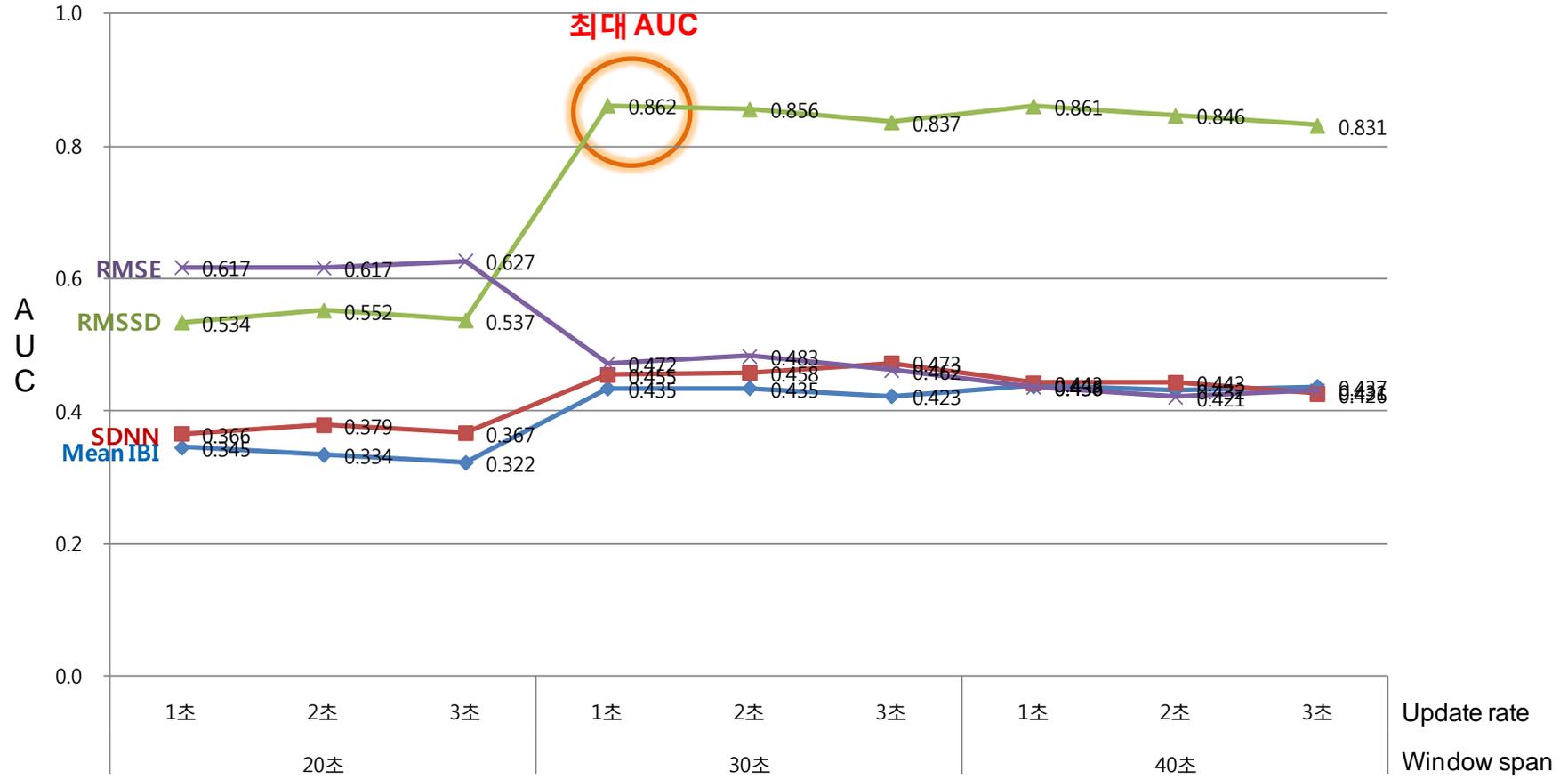
Appendix 2. Participant 2 (0B, 1B vs. 2B)



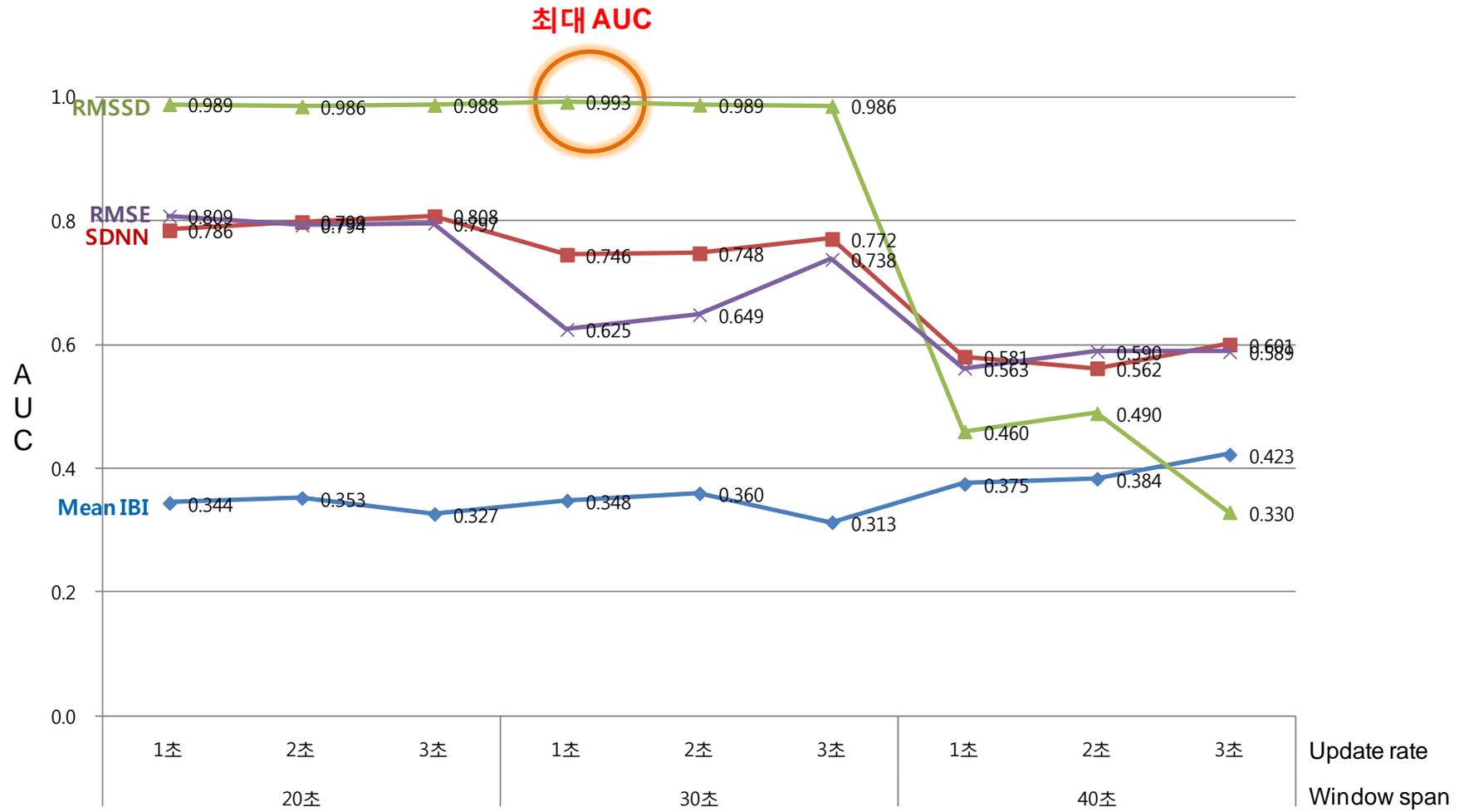
Appendix 3. Participant 3 (0B, 1B vs. 2B)



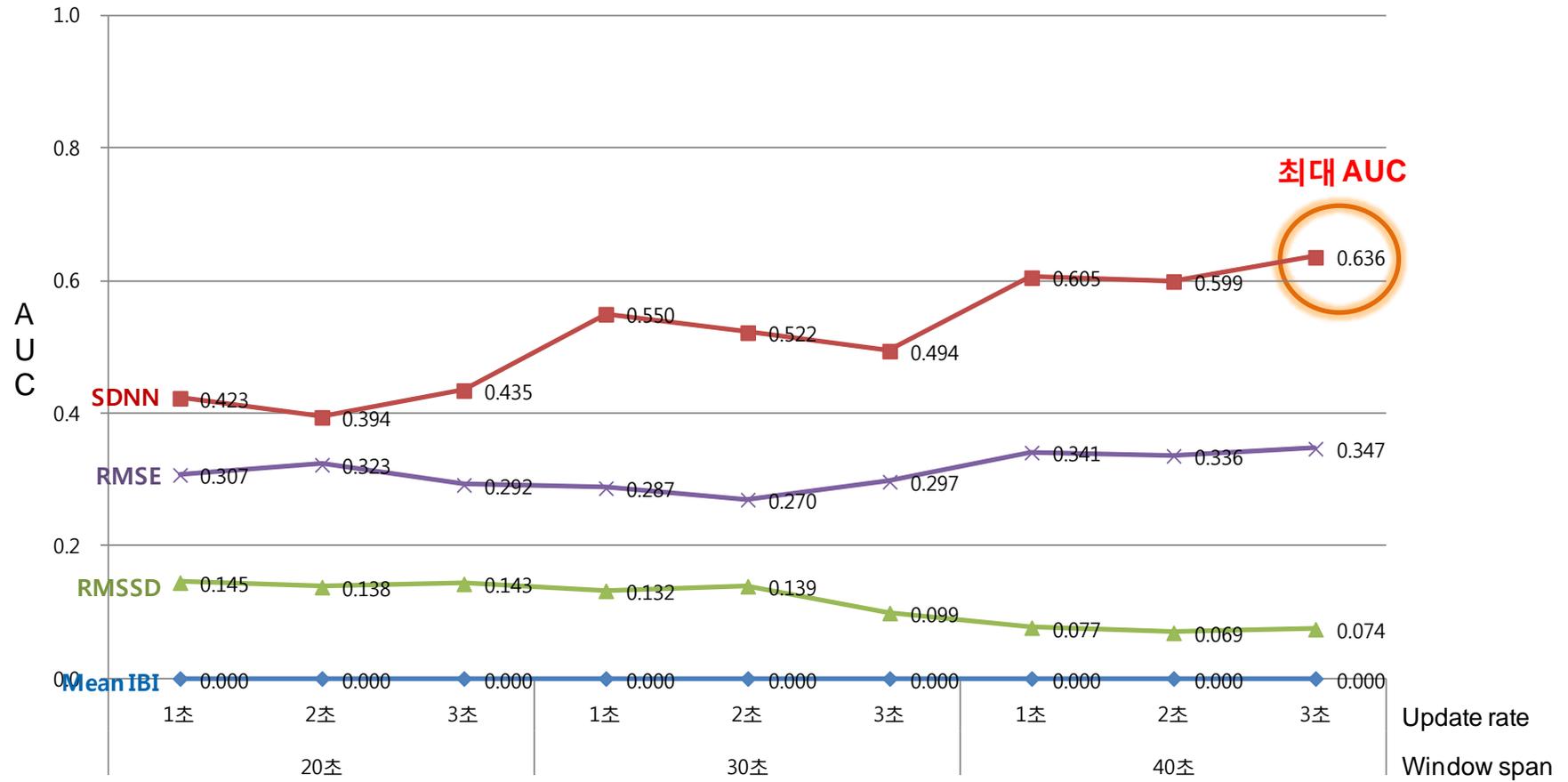
Appendix 4. Participant 4 (0B vs. 1B, 2B)



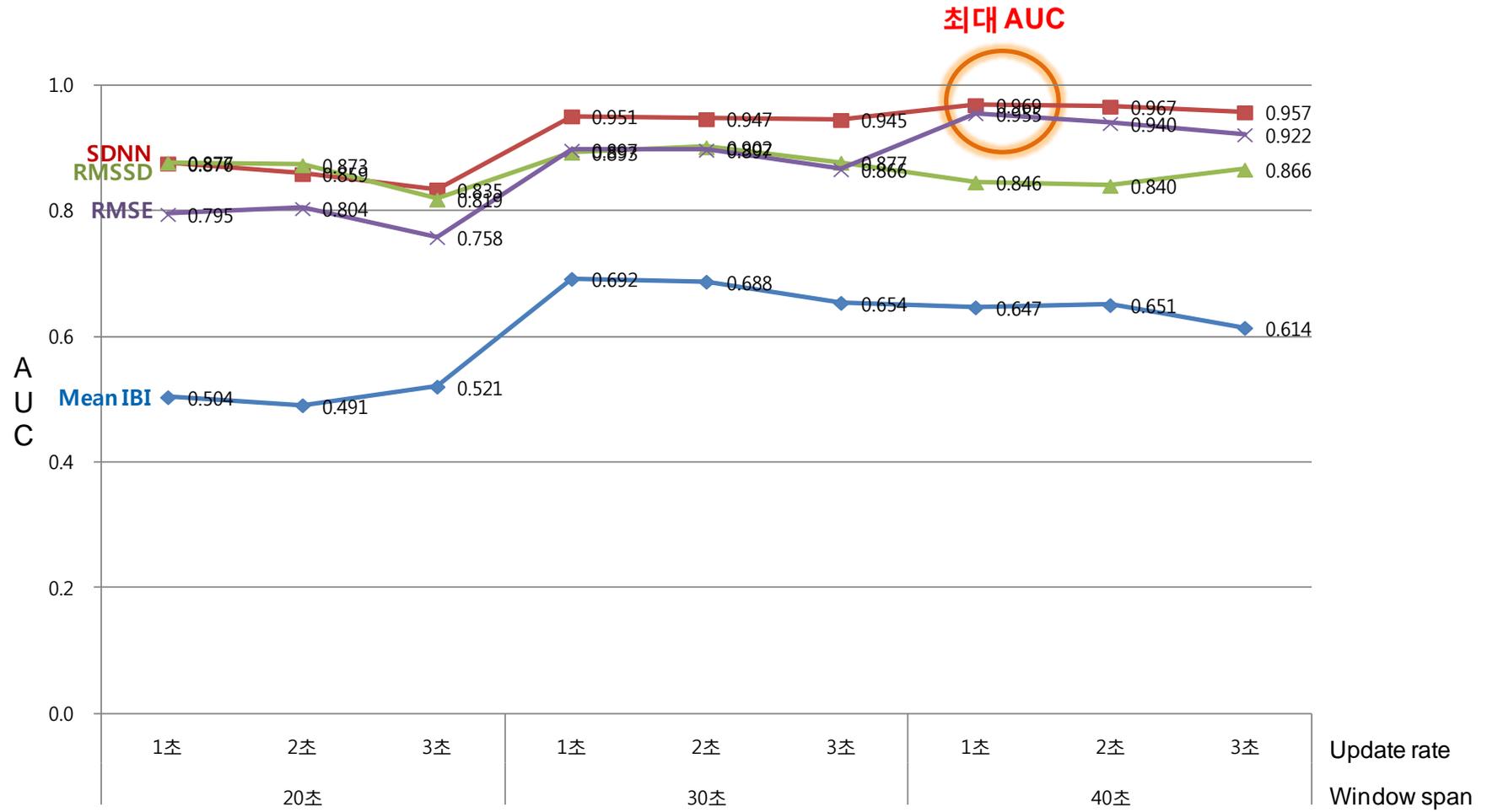
Appendix 5. Participant 5 (BL, 0B, 1B vs. 2B)



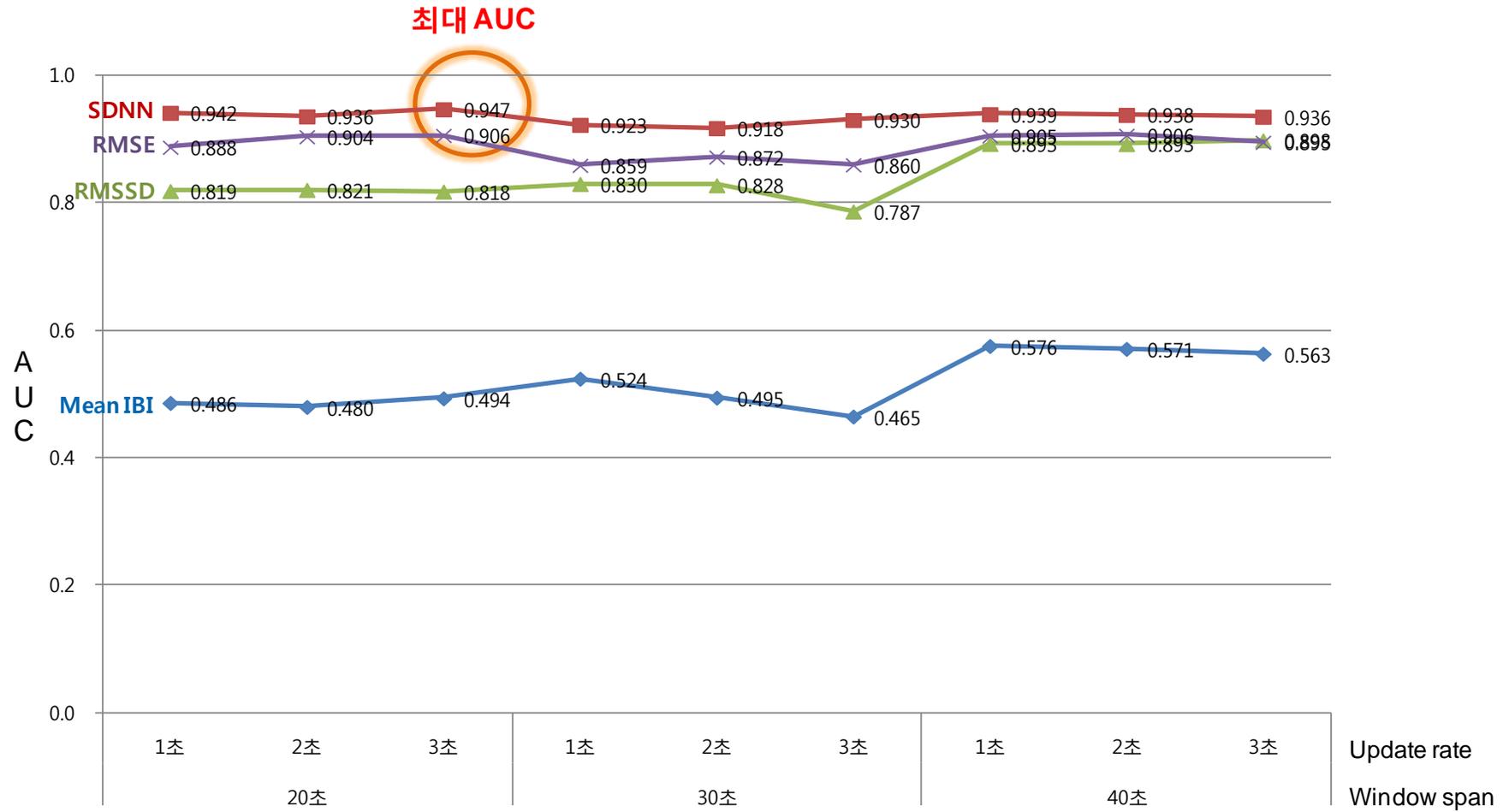
Appendix 6. Participant 6 (BL, 0B, 1B vs. 2B)



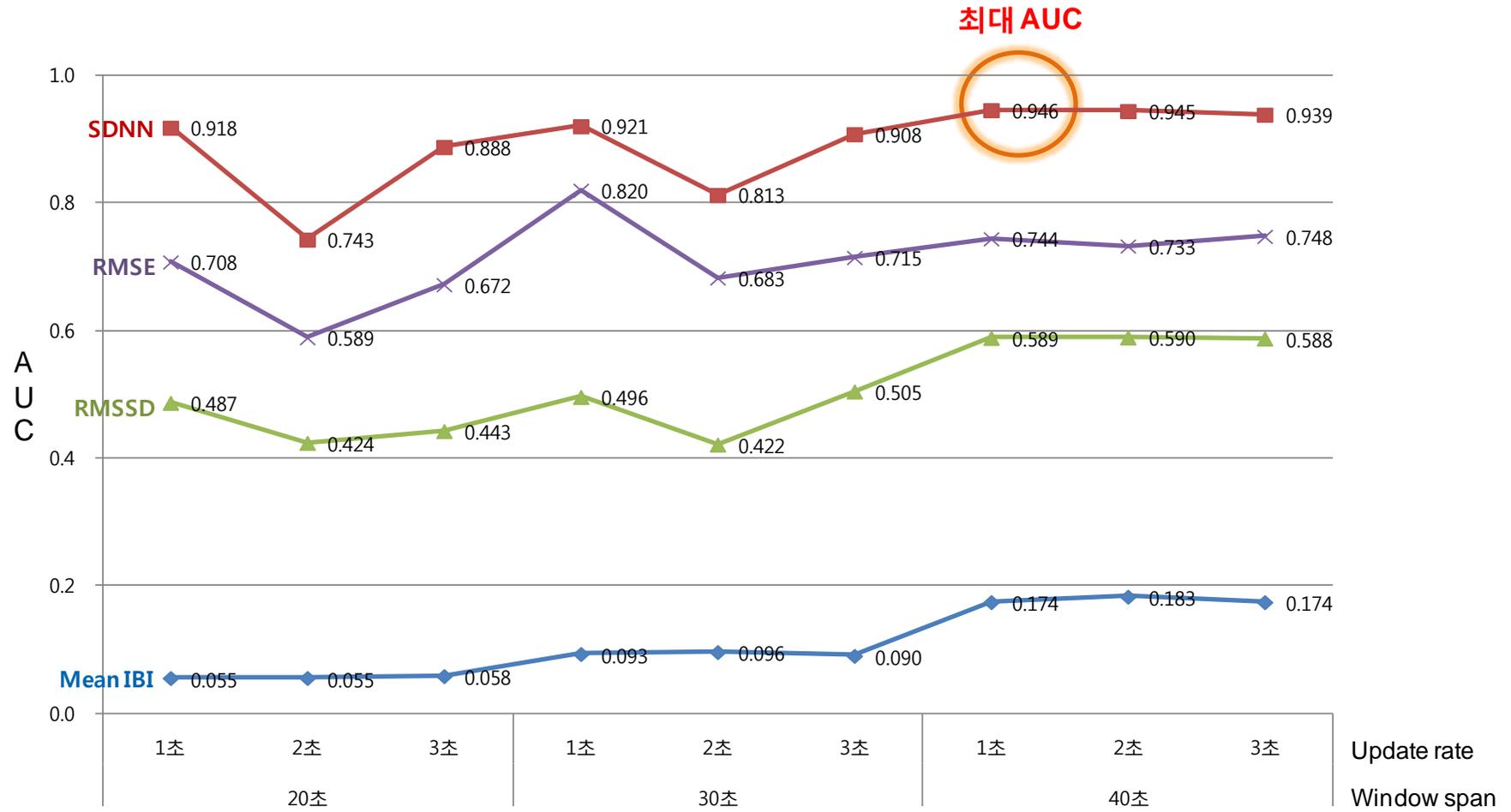
Appendix 7. Participant 7 (0B, 1B vs. 2B)



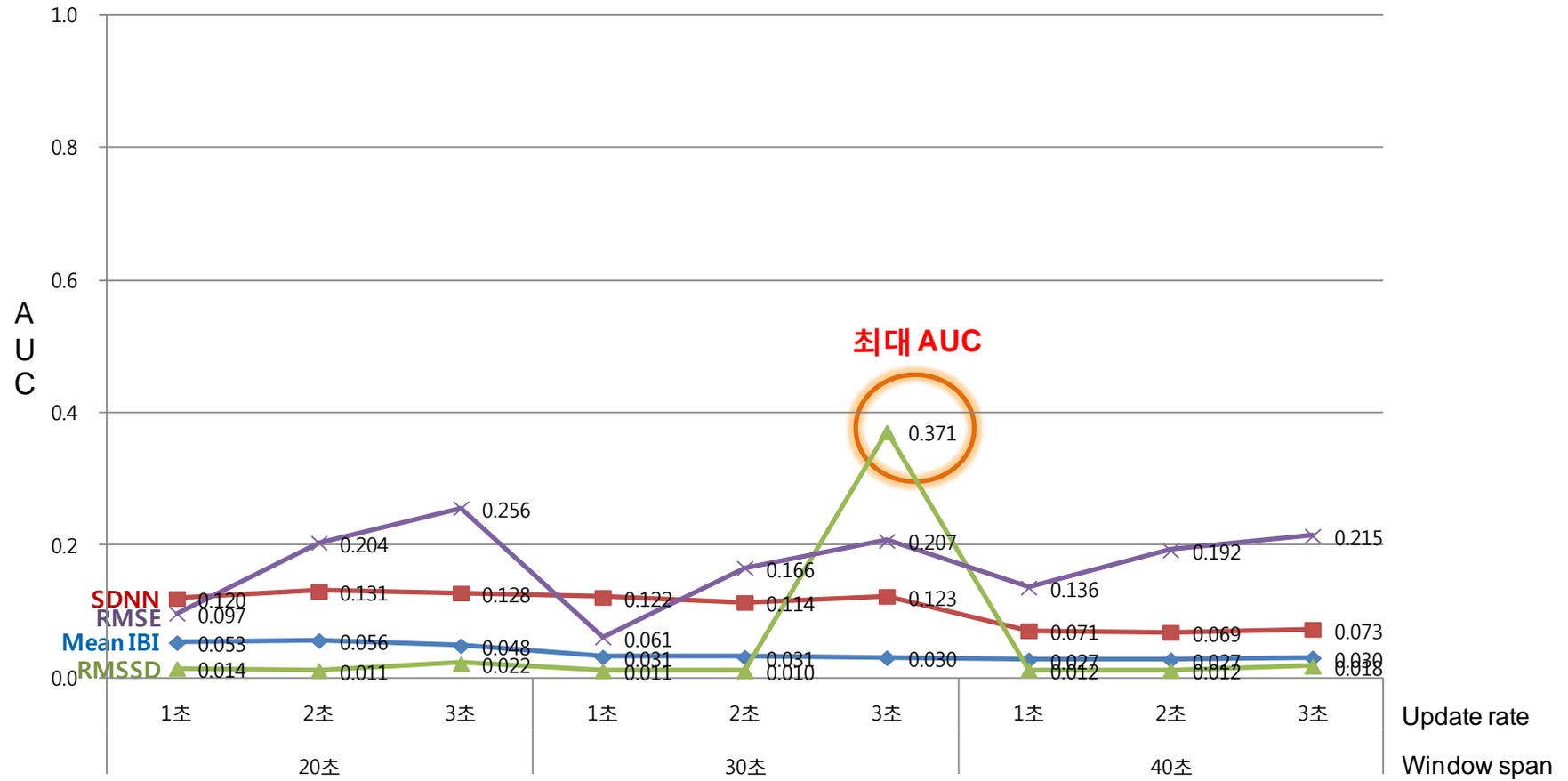
Appendix 8. Participant 8 (0B, 1B vs. 2B)



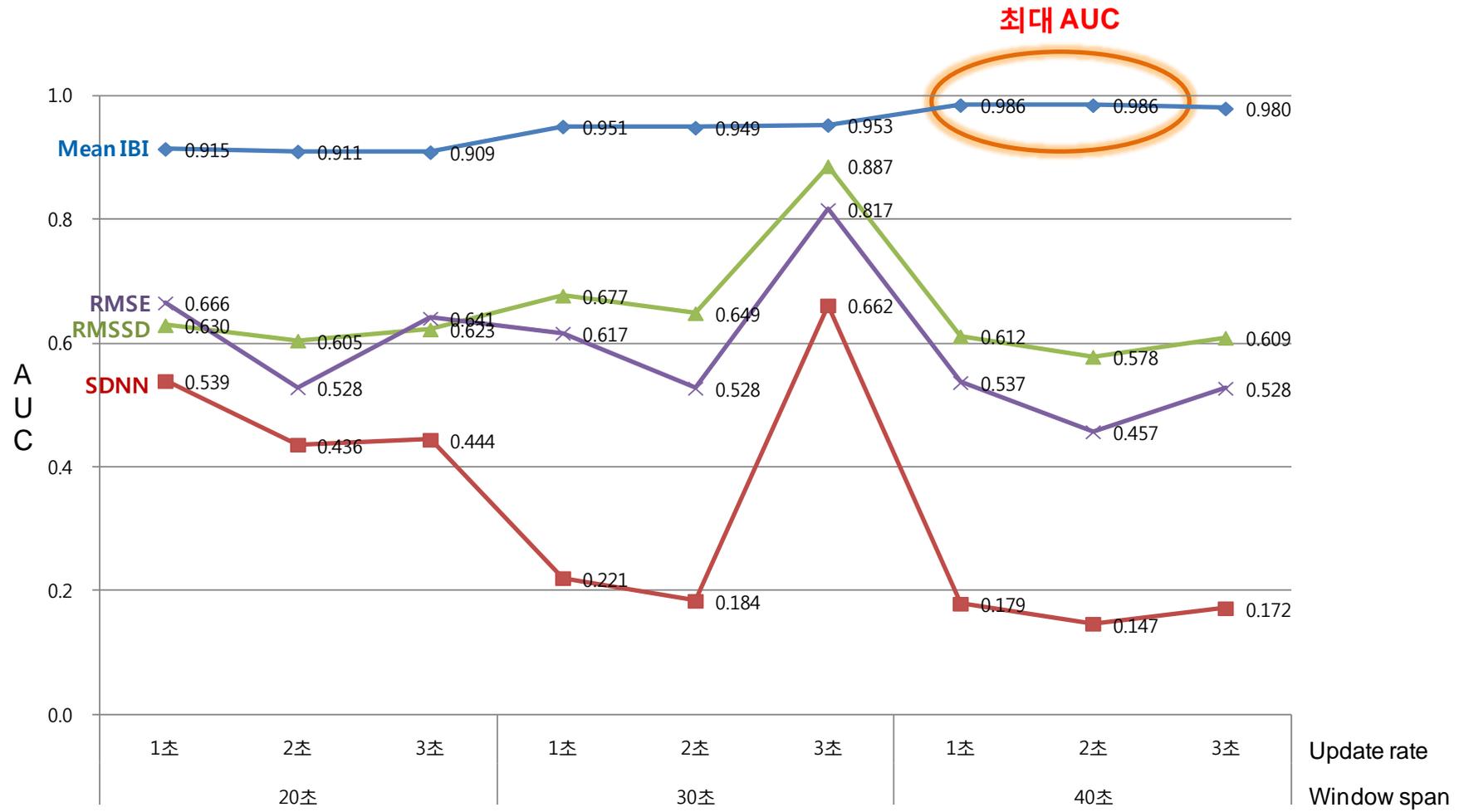
Appendix 9. Participant 9 (BL, 0B vs. 1B, 2B)



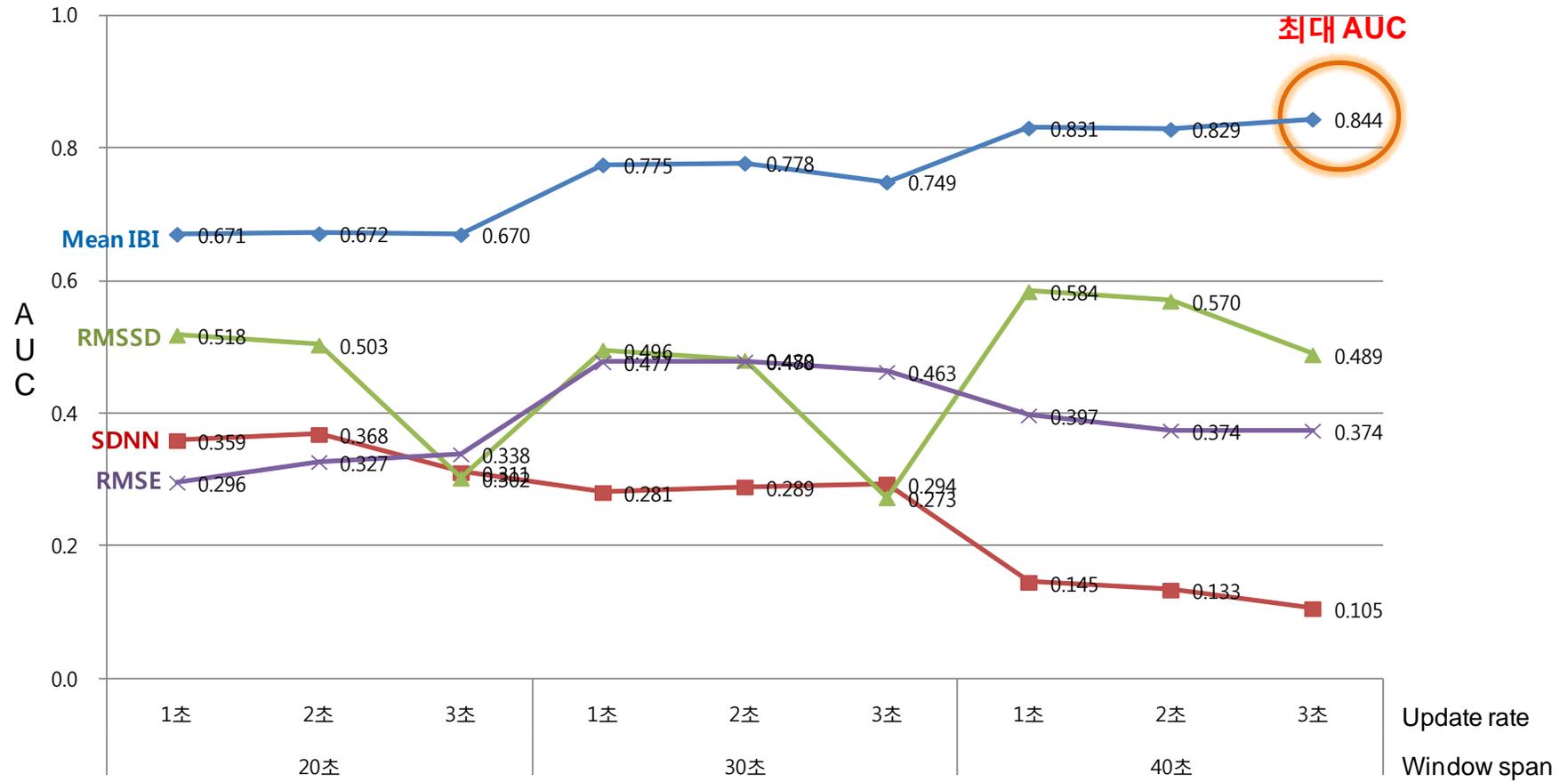
Appendix 10. Participant 10 (BL, 0B vs. 1B, 2B)



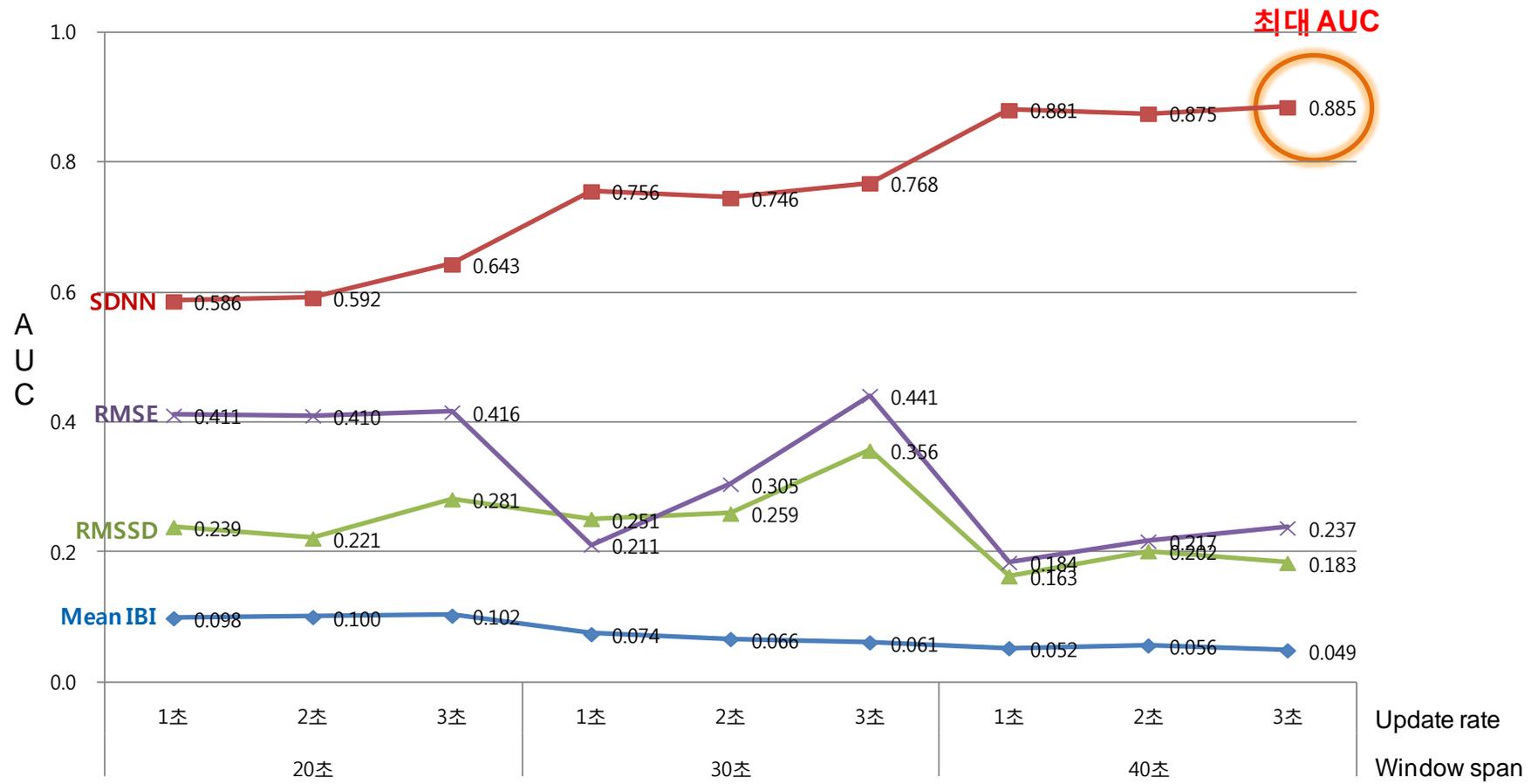
Appendix 11. Participant 11 (BL, 0B, 1B vs. 2B)



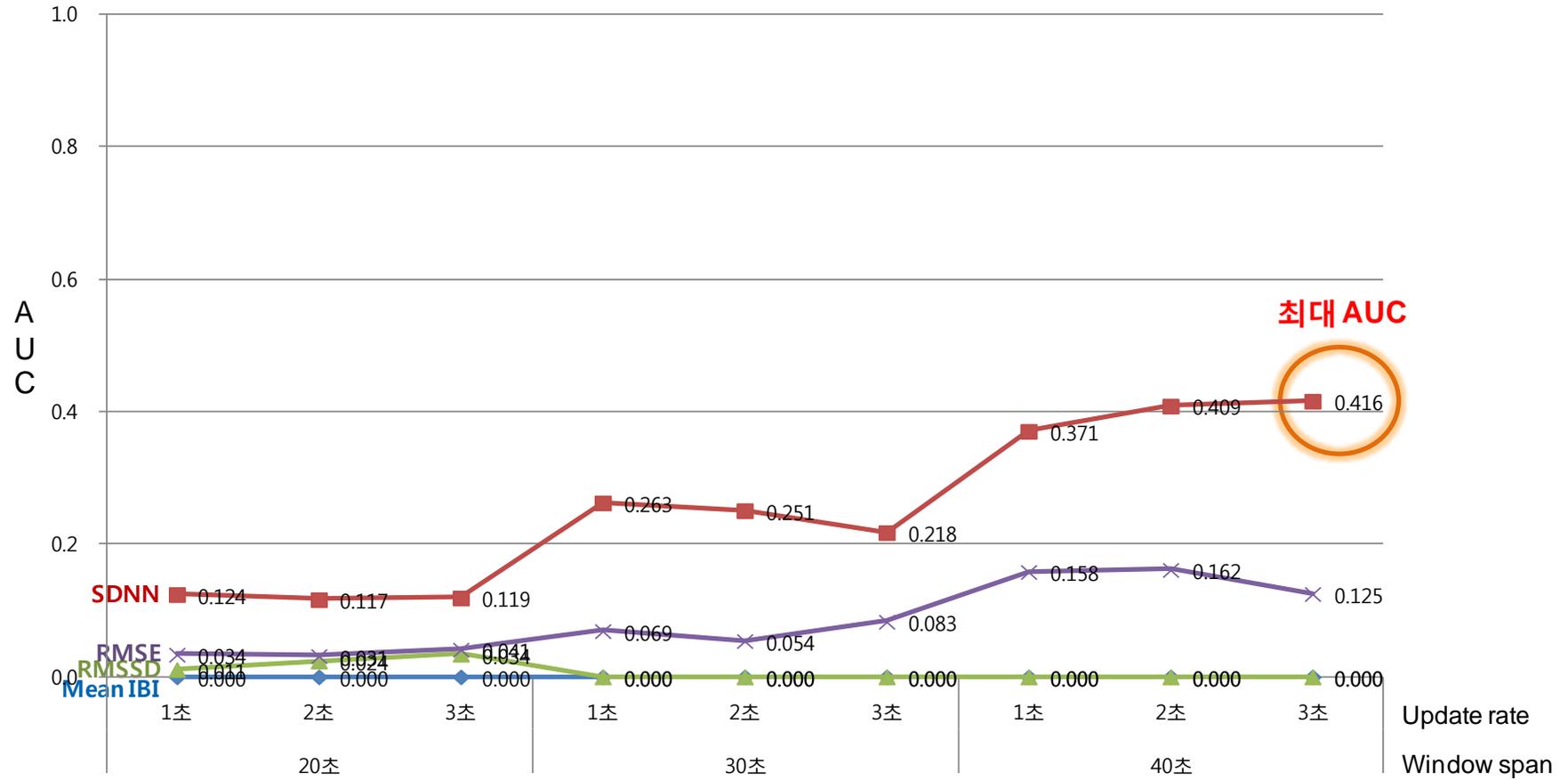
Appendix 12. Participant 12 (BL, 0B, 1B vs. 2B)



Appendix 13. Participant 13 (0B, 1B vs. 2B)



Appendix 14. Participant 14 (0B, 1B vs. 2B)



Appendix 15. Participant 15 (BL, 0B vs. 1B, 2B)

