人机交互技术: 基于注意力和认知的BCI

- 认知负荷
- ADAS
- 驾驶员疲劳估计
- 试验及结果

警觉性监测

- 监测人们在执行关键但可能单调的任务时的警觉性,如 驾驶和监视
- EEG信号中特定频带(如alpha波,8-13Hz)能量的增加与注意力下降有关

估算认知负荷

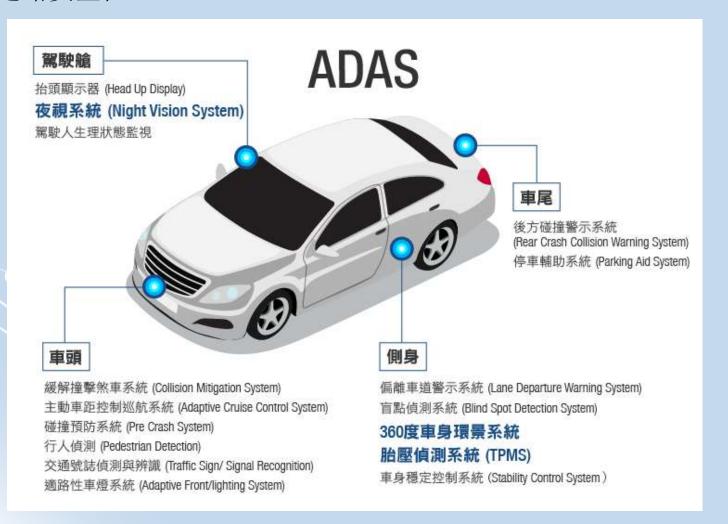
- 设计人工操作的设备和系统时,需要将使用者的认知 负荷维持在一个合理的水平上,并且在负荷过重时能 够调整
- 汽车制造商打算重新设计驾驶员控制台或增加新功能 时,要知道新的控制台是否会增加驾驶员的认知负荷, 以至于干扰驾驶。
- 如果可以实时估计驾驶员的认知负荷,就可以在认知 负荷增加时(如危险路况),自动减少可能分散注意 力的事项(如关掉娱乐系统)

大纲

- 认知负荷
- ADAS
- 驾驶员疲劳估计
- 试验及结果

高级辅助驾驶系统(ADAS)

高级辅助驾驶系统(Advanced Driver Assistance Systems, ADAS) 通过人机交互技术辅助驾驶员进行驾驶,提高车辆安全性和道路安全性。



疲劳驾驶

- 美国高速公路安全局 2002 年随机调查了 4010 名司机: 37% 开车时打过瞌睡
- 美国汽车协会2010年随机调查了2000名司机: 41% 曾经开车时犯困或睡着
- 美国国家睡眠基金会2005年调查发现: 60% 司机在过去一年中曾经疲劳驾驶; 37%开车 时睡着过
- 美国高速公路安全局: 2005至2009年间,
 2.5%的车祸(平均886起/年)和2.5%的车祸
 死亡人数(平均1004人/年)由疲劳驾驶引起
- 澳大利亚联邦议: 在2000 年, **20%-30%**交通 事故由疲劳驾驶引起
- 法国国家警察总署:疲劳瞌睡车祸占人身伤害事故的14.9%,死亡事故的20.6%
- 德国保险公司协会:疲劳驾驶导致**25%**的有人员伤亡的交通事故





疲劳驾驶监测

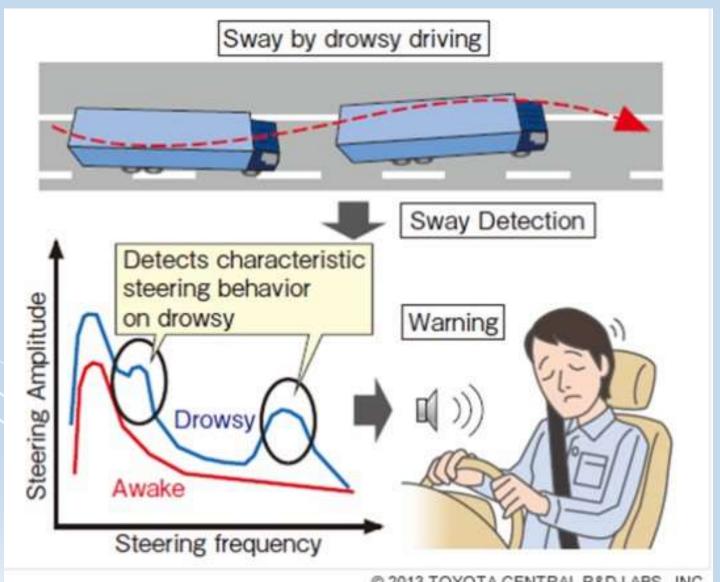
3种手段:

- 车辆行驶行为监测 (方向盘,车道位置)
- 司机眼睛/表情监测
- 司机生理信号监测



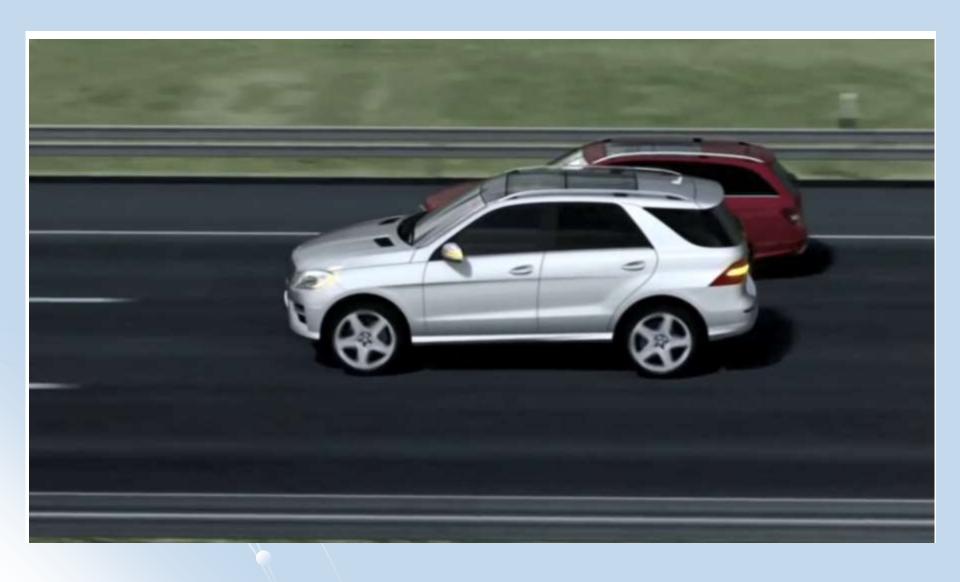


车辆行驶行为监测

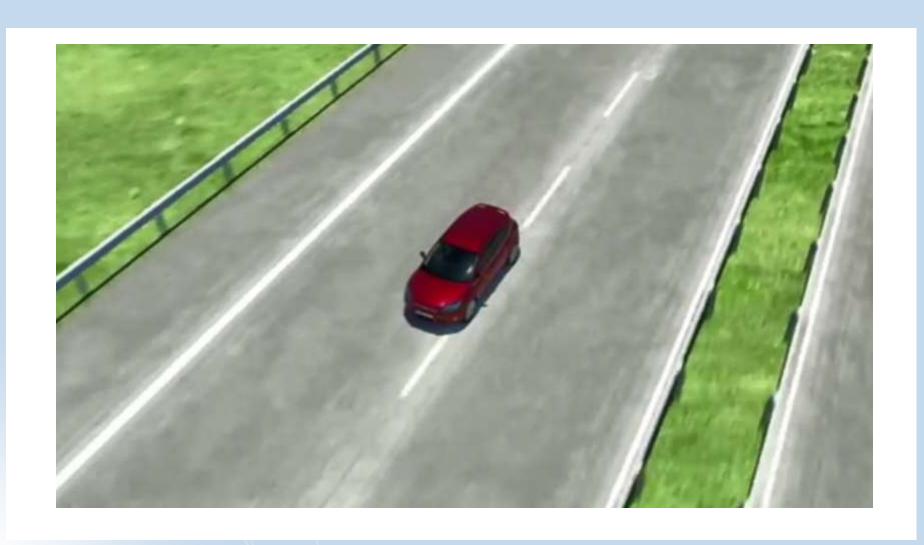


@ 2013 TOYOTA CENTRAL R&D LABS., INC.

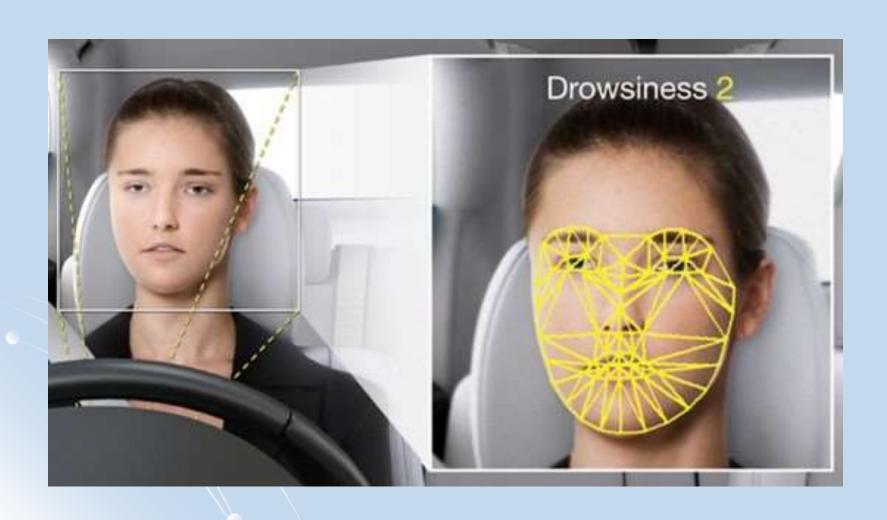
车辆行驶行为监测:奔驰



车辆行驶行为监测: 福特



驾驶员眼睛/表情监测



驾驶员眼睛/表情监测: 丰田



2006 Lexus GS 450h, 2006 Lexus LS 460, 2007 Lexus LS 600h 2010 Lexus HS 250h, 2010 Lexus GX 460

大纲

- 认知负荷
- ADAS
- 驾驶员疲劳估计
- 试验及结果

驾驶员生理信号监测

通过对驾驶员生理信号如心电(ECG)、脑电(EEG)、肌电(EMG)、眼动(EA)、皮肤电流反应(GSR),呼吸(Resp)、血压等信号的采集、记录、监测和分析,来判断驾驶员疲劳状态:

- **脑电:** 脑电节律、事件相关电位等。脑电信号一直被誉为 监测疲劳的"金标准"。人在瞌睡的时候 θ 波(3-7Hz)有 比较明显的增加,而在清醒的时候 β 波(>13Hz)比较多。
- 心电:心率HR、心率变异性HRV等。司机的心率变化与其驾驶状态有很大关系。强行超车、加减速和无视信号、慢行等驾驶行为,都会增加心脏和血管等循环器官的负担。
- **肌电**: 肌电信号功率谱中值频率、肌电图积分值等。肌电图的频率随着疲劳的产生和疲劳程度的加深呈现下降趋势,而肌电图的幅值增大则表明疲劳程度增大。

驾驶员疲劳估计:挑战

- 需要在线实时估计驾驶员疲劳状态
- 个体差异
- → 几乎不可能设计一个通用的疲劳状态估计算法(参数固定 且适合所有驾驶员)
 - → 对每个驾驶员,需要采集个性化数据来标定算法
 - → 采集个性化数据标定算法费时费力,影响用户兴趣
 - → 需要减少针对每个驾驶员的个性化标定数据

模型融合域适应(Domain Adaptation with Model Fusion,DAMF):使用很少量的个性化EEG标定数据进行在线驾驶员疲劳状态估计

即插即用无需校准的BCI

即插即 用BCI



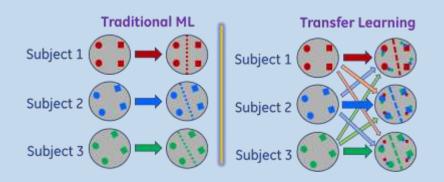




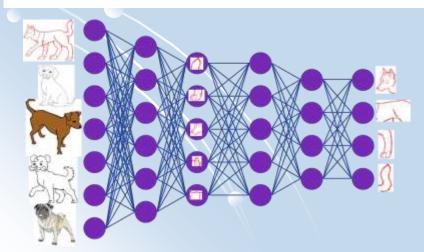
BCI校准中的机器学习

降低BCI系统需要的个性化用户校准数据量

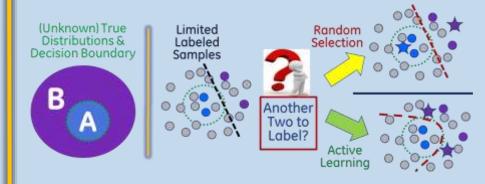
<u>迁移学习Transfer Learning (TL)</u> – 使用辅助数据(来自其他用户或任务的数据)中的有用信息



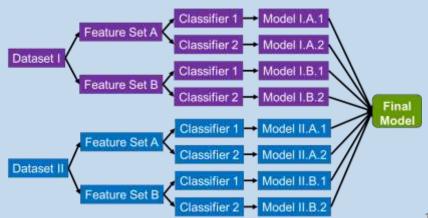
深度学习Deep Learning (DL) – 一站式自动特征提取和学习



<u>主动学习Active Learning (AL)</u> – 优化选择离线待标注数据来标注

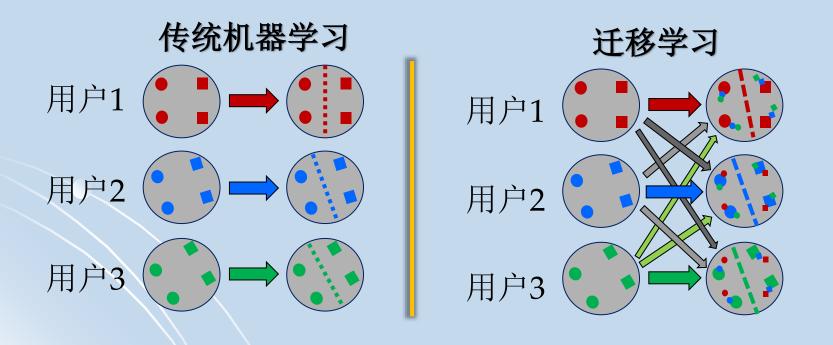


集成学习Ensemble Learning (EL) – 产生和融合多个模型来获取更好性能



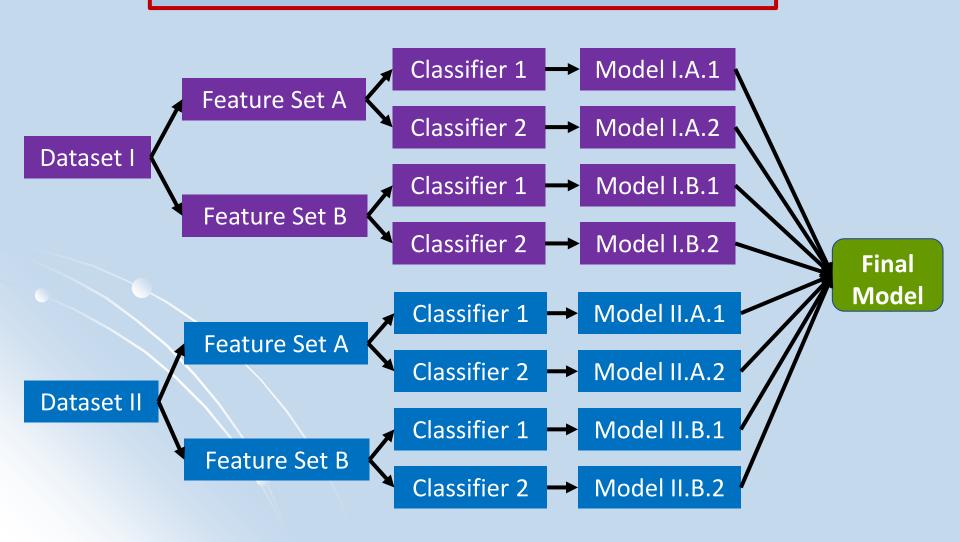
迁移学习(Transfer Learning, TL)

利用来自其他用户或任务的辅助数据中的有用信息来加速新用户/任务的学习



集成学习(Ensemble Learning, EL)

产生和融合多个模型来获取更好性能



域适应(DA)

例子:基于EEG的驾驶员疲劳状态在线估计

- 目标域:新驾驶员
- 源域: 数据库中已有的一个老驾驶员
- 尽管我们用同样的方法计算目标域和源域内的脑电特征,
 - 一般来说这些特征的条件概率分布和边缘概率分布是不
 - 一样的,因为两个驾驶员通常会有不同的疲劳神经反应。
- 所以,源域数据不能准确代表目标域数据。源域数据必需与若干目标域数据结合来优化目标域的估计函数。

岭回归(Ridge Regression, RR)

给定特征矩阵 X (行:不同样本;列:不同特征)和对应的输出向量 y,岭回归寻找如下系数向量:

$$\boldsymbol{\beta} = \arg\min_{\boldsymbol{\beta}} ||\mathbf{y} - \mathbf{X}\boldsymbol{\beta}||_2^2 + \lambda ||\boldsymbol{\beta}||_2^2$$
$$= (\mathbf{X}^T \mathbf{X} + \lambda \mathbf{I})^{-1} \mathbf{X}^T \mathbf{y}$$

其中 $\lambda > 0$ 是岭参数。

基于岭回归的模型融合域适应

为了在域适应中使用岭回归,对每一个源域,我们都融合源域和目标域的输入输出,然后使用岭回归计算 β^z :

$$\mathbf{X}^z = \left[egin{array}{c} \mathbf{x}_1^z \\ \vdots \\ \mathbf{x}_{n_z}^z \\ \mathbf{x}_1^t \\ \vdots \\ \mathbf{x}_m^t \end{array}
ight], \quad \mathbf{y}^z = \left[egin{array}{c} \mathbf{y}_1^z \\ \vdots \\ \mathbf{y}_n^z \\ \mathbf{y}_1^t \\ \vdots \\ \mathbf{y}_m^t \end{array}
ight]$$

最终模型的岭回归系数为 $Z \cap \beta^z$ 的均值:

$$\boldsymbol{\beta} = \frac{1}{Z} \sum_{z=1}^{Z} \boldsymbol{\beta}^{z}$$

大纲

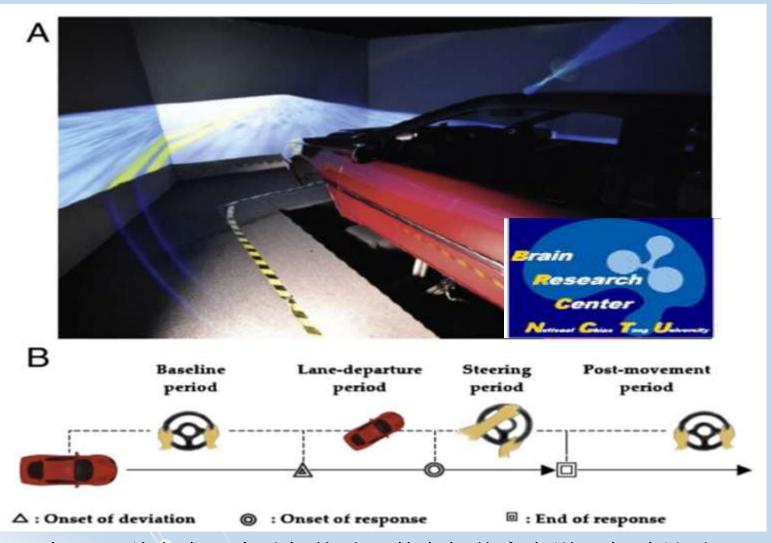
- 认知负荷
- ADAS
- 驾驶员疲劳估计
- 试验及结果

试验设置

- 15名健康大学生参与了此次虚拟驾驶试验,模拟在空旷平直的高速上以100公里 /小时驾车60-90分钟
- 在360度虚拟现实环境中放置了一个6自由度的运动平台, 其上放置了一个真实的汽车车身
- 在下午最易瞌睡的时间段进行试验
- 受试者的脑电用30通道NeuroScan记录



随机扰动和反应时间

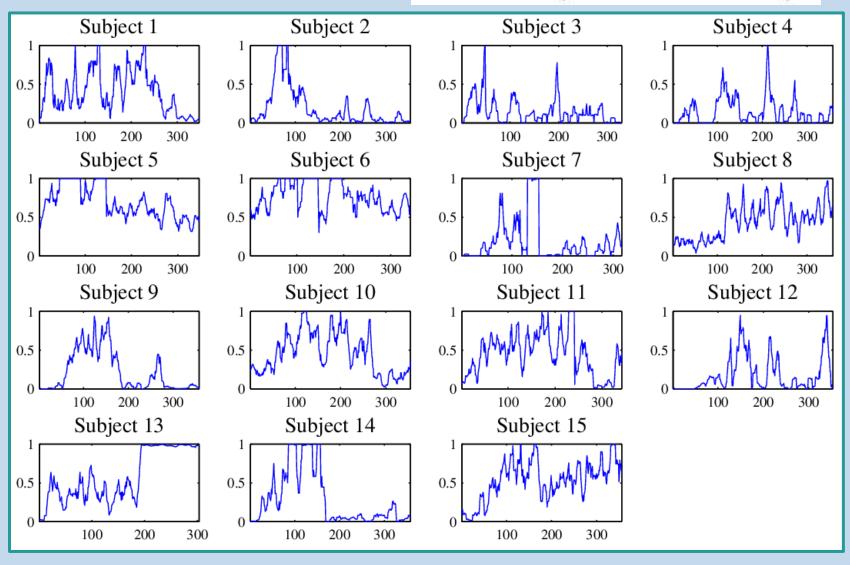


每5-10秒产生一个随机扰动,使车辆偏离车道。驾驶员需要尽快把车调整到中线。记录反应时间,换算成瞌睡程度。

瞌睡程度

通过反应时间计算:

$$y = \max \left\{ 0, \frac{1 - e^{-(\tau - \tau_0)}}{1 + e^{-(\tau - \tau_0)}} \right\}$$

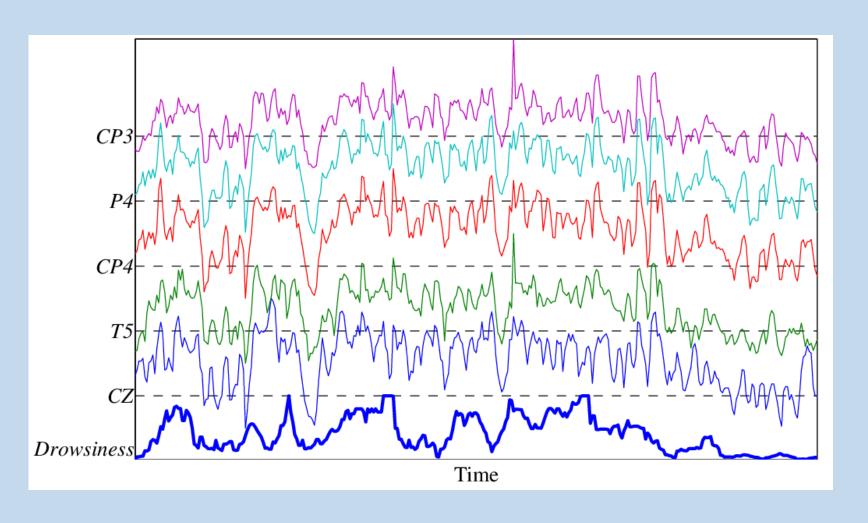


脑电数据采集和处理

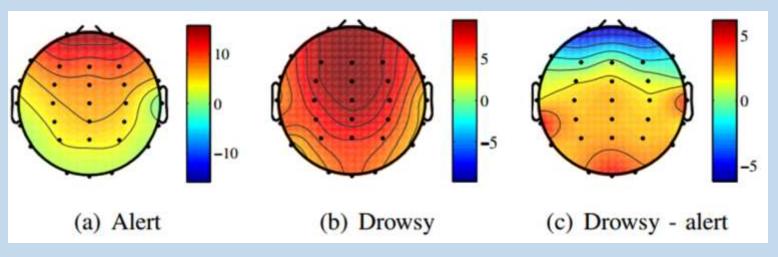
- 使用EEGLAB.
- 使用所有30个EEG通道
- 1-50 Hz 带通滤波
- 降采样(500Hz→250Hz)
- 重参考到耳垂均值

特征提取

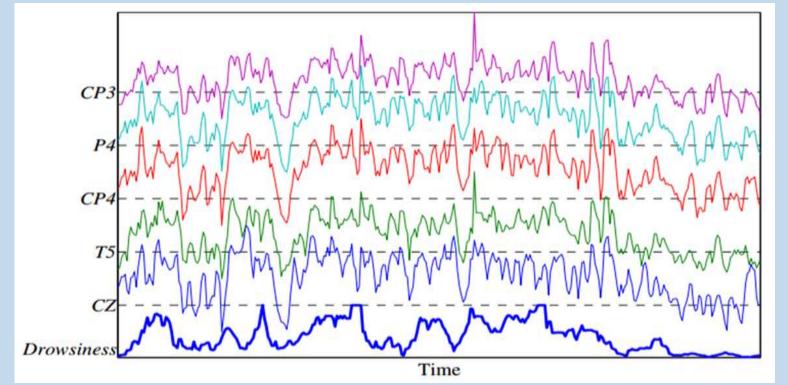
提取每次扰动之前30秒EEG数据,计算每个通道theta 频段(4-7Hz)的平均功率谱密度,转换成dB作为特征



平均脑电地形图



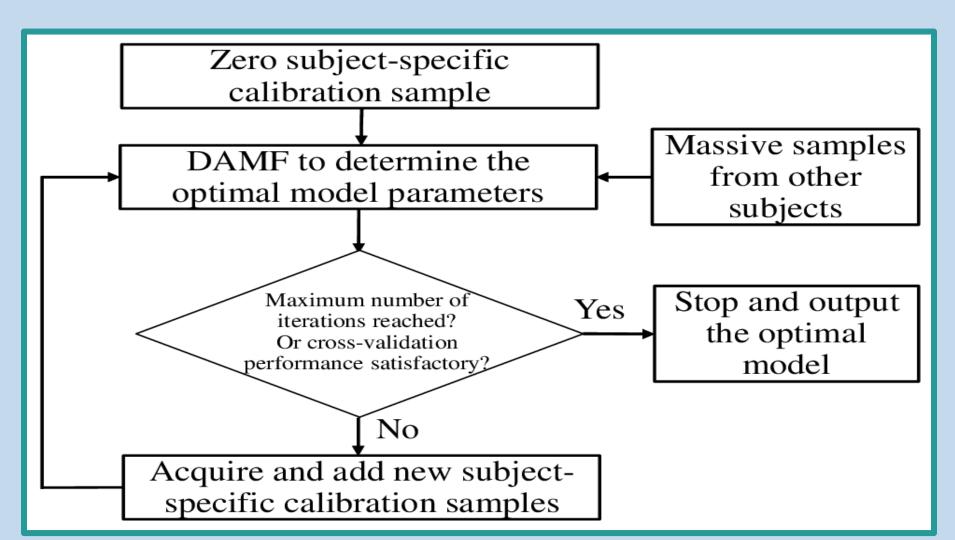
Mean topoplots of theta band powers across the 15 subjects.



Theta band powers and drowsiness index for Subject 1.

训练和测试

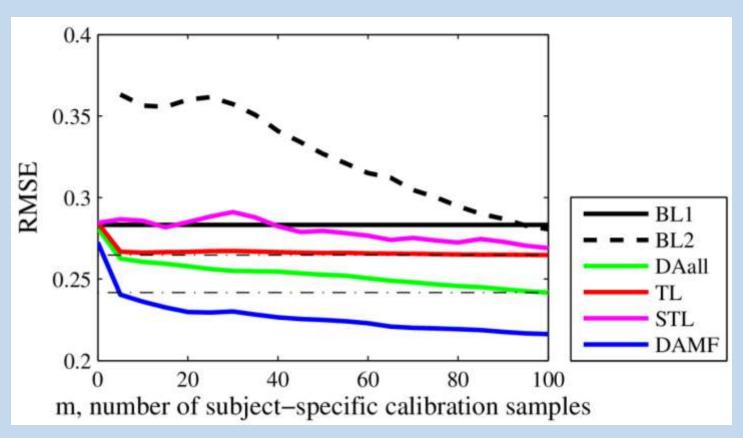
- 每个被使者大约有360个样例
- 随机选取连续的100个样例做训练,其余做测试



算法比较

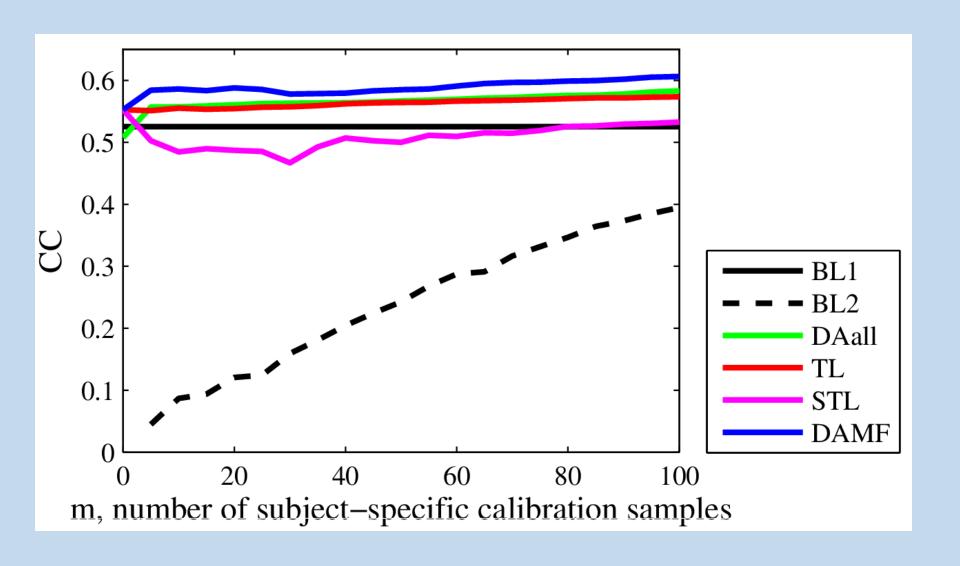
- **基准1 (BL1)**: 融合所有14个辅助用户的数据,训练一个RR模型,运用到新用户。此方法完全忽略新用户的数据。
- 基准2 (BL2): 只使用新用户的数据来训练一个RR模型。此方法完全忽略辅助用户的数据。
- DAall, 在每个循环中融合所有14个辅助用户的数据和新用户数据,训练一个RR模型。
- **迁移学习(TL):** 基于每个辅助用户的数据训练一个RR模型(共14个),再基于新用户的数据训练一个RR模型。最后求该15个模型的平均。
- 选择性迁移学习(STL): 先计算新用户的泛化能力LSG(基于新用户数据训练的RR模型能泛化到其他辅助用户的能力)。若LSG<1,则新用户可能会受益于迁移学习,所以使用以上迁移学习方法。否则,只使用基于新用户数据训练的RR模型。

实验结果: 平均RMSE

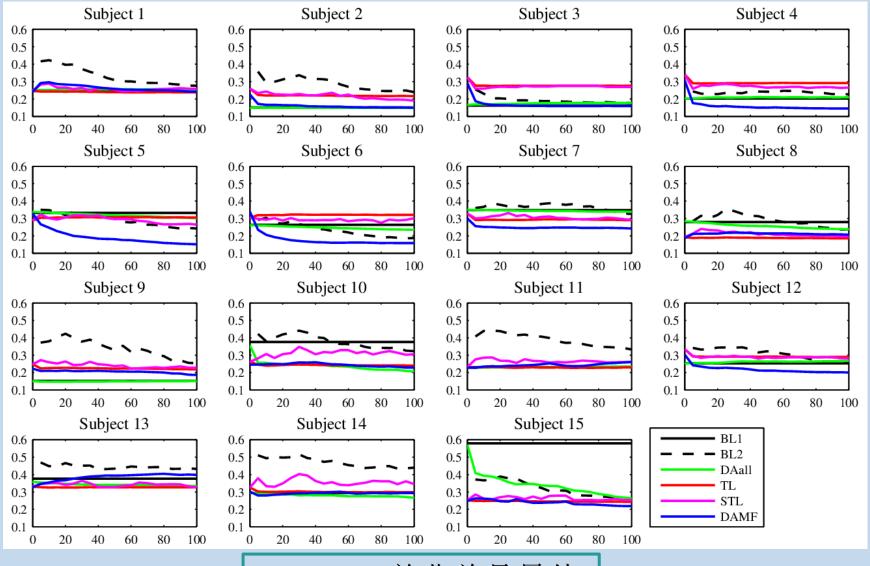


- 给定新用户的若干个标定样例,DAMF取得最好的RMSE
- 给定一个期望的RMSE, DAMF需要最少的标定样例
- 给定100个标定样例,BL2, DAall, TL 和 STL 的RMSE分别是 0.2806,
 0.2416, 0.2647和0.2690。而 DAMF 只需5个标定样例即可达到这个RMSE。

实验结果: 平均相关系数



实验结果:单个受试者的RMSE



- DAMF并非总是最佳
- 选择性DA值得尝试

Online Weighted Adaptation Regularization for Regression (OwARR)

Extended from wAR for classification, by making use of fuzzy sets

Minimizes the loss on fitting the labeled samples in the

Minimizes the distance between the probability distributions

$$f = \arg\min_{f} \sum_{i=1}^{n} (y_i - f(\mathbf{x}_i))^2 + \underbrace{w^t}_{i=n+1} \sum_{i=n+1}^{n+m} (y_i - f(\mathbf{x}_i))^2 + \lambda [d(P^z, P^t) + d(Q^z, Q^t)] - \gamma \tilde{r}^2(y, f(\mathbf{x}))$$

Weight to emphasize target domain

Minimizes the loss on fitting the labeled samples in the

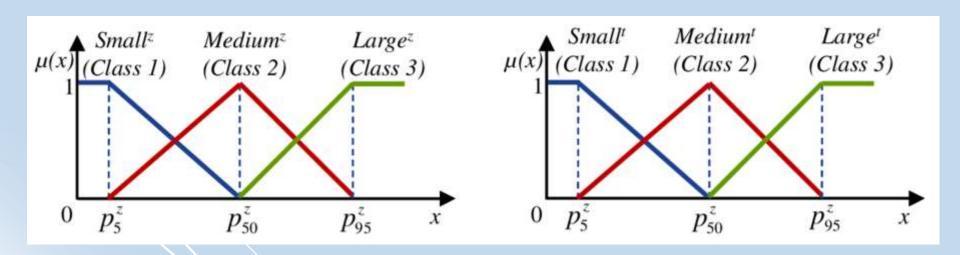
domain

Minimizes the distance between the management probability distributions

Maximizes the

Conditional Probability Distributions (CPD)

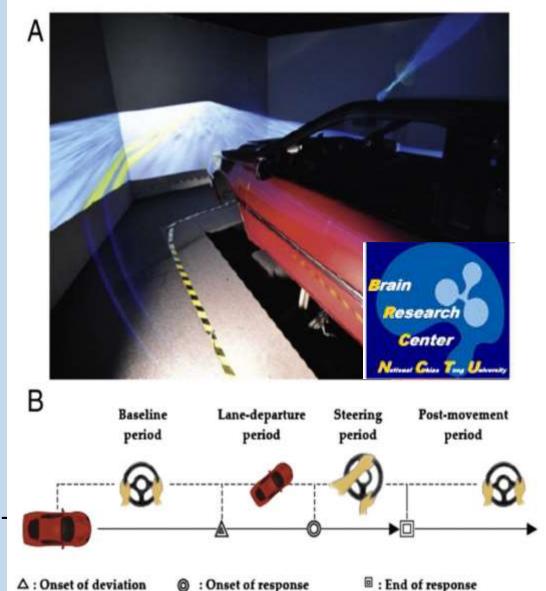
- For classification problems, CPDs are conditioned on difference classes, so they are easy to compute.
- How to compute CPDs for regression problems?



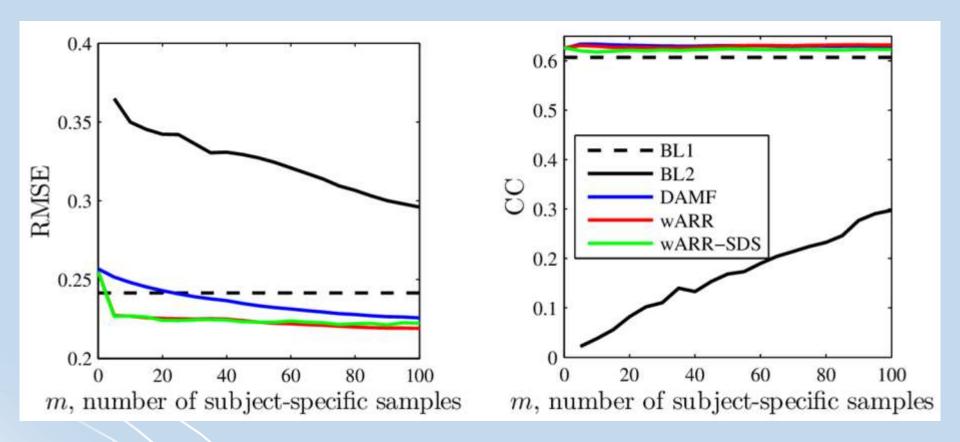
Reference: D. Wu, V. Lawhern, S. Gordon, B. Lance and C-T Lin, "Driver Drowsiness Estimation from EEG Signals Using Online Weighted Adaptation Regularization for Regression (OwARR)," *IEEE Transactions on Fuzzy Systems*, 2016, in press.

Experiment: Driver Drowsiness Estimation

- Sustained-attention driving experiment, NCTU, Taiwan
- 16 subjects
- 60-90 minutes each
- Monotonous driving at 100 km/h on a straight and empty highway
- Random lane-departure events applied every 5-10s
- Response time was converted to drowsiness index
- EEG recorded by a 500Hz 32channel Neuroscan system



Experimental Results: RMSE & CC



- BL1: Combines data from all 14 existing subjects, builds a ridge regression model, and applies it to the new subject. That is, BL1 tries to build a subject-independent regression model and ignores data from the new subject completely.
- **BL2:** Builds a ridge regression model using only subject-specific calibration samples from the new subject. That is, BL2 ignores data

参考文献

- 1. D. Wu, J-T King, C-C Chuang, C-T Lin and T-P Jung, "Spatial Filtering for EEG-Based Regression Problems in Brain-Computer Interface (BCI)," IEEE Transactions on Fuzzy Systems, 26(2), pp. 771-781, 2018.
- 2. D. Wu, B. J. Lance, V. J. Lawhern, Stephen Gordon, Tzyy-Ping Jung and Chin-Teng Lin, "EEG-Based User Reaction Time Estimation Using Riemannian Geometry Features", IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 25(11), pp. 2157-2168, 2017.
- 3. D. Wu, V. Lawhern, S. Gordon, B. Lance and C-T Lin, "Driver Drowsiness Estimation from EEG Signals Using Online Weighted Adaptation Regularization for Regression (OwARR)," IEEE Transactions on Fuzzy Systems, 25(6), pp. 1522-1535, 2017.
- 4. D. Wu, V. Lawhern, S. Gordon, B. Lance and C-T Lin, "Offline EEG-Based Driver Drowsiness Estimation Using Enhanced Batch-Mode Active Learning (EBMAL) for Regression," IEEE Int'l. Conf. on Systems, Man and Cybernetics, pp. 730-736, Budapest, Hungary, 2016.
- 5. D. Wu, V. Lawhern, S. Gordon, B. Lance and C-T Lin, "Spectral Meta-Learner for Regression (SMLR) Model Aggregation: Towards Calibrationless Brain-Computer Interface (BCI)," IEEE Int'l. Conf. on Systems, Man and Cybernetics, pp. 743-749, Budapest, Hungary, 2016.
- 6. D. Wu, C-H Chuang and C-T Lin, "Online driver's drowsiness estimation using domain adaptation with model fusion," International Conference on Affective Computing and Intelligent Interaction (ACII 2015), Xi'an, China, September 2015.



Thank you!