

Eine Open-Source Werkbank-Pipeline für nicht-invasive BMI-Mechatronik

Eine Open-Source Werkbank-Pipeline für nicht-invasive BMI-Mechatronik

Von der Hirnsignal-Detektion zum Servo-Befehl: SENSACT × CORTEX ONE als modulare Entwicklungsumgebung

Autor: Thomas Schüller · Syntagma Forschung · Wien **Kontakt:** forschung@tschueller.com · ORCID 0009-0003-9799-6747 **Affiliation:** Unabhängig, ohne institutionelle Affiliation, privat finanziert **Version:** v0.1.1 (Preprint) · **Datum:** 2026-09-01 · Erstfassung 2026-05-17 **Lizenz:** CC BY 4.0 (Doku) · MIT (Code)

Abstract

Brain-Machine-Interface (BMI) Forschung leidet unter einer reproduzierbaren Lücke zwischen der Klassifikations-Pipeline (EEG-Erfassung, Feature-Extraktion, Modell-Training) und der Aktuator-Pipeline (mechatronische Hand, Servo-Ansteuerung, Force Control). Die meisten verfügbaren Frameworks adressieren entweder das eine oder das andere; integrierte Werkbänke sind kommerziell und proprietär. Diese Arbeit dokumentiert ein Open-Source-Paar von 60 funktionierenden Engineering-Tools (SENSACT für Mechatronik, CORTEX ONE für BMI), die als browserbasierte React-Artefakte vorliegen und über ein BLE-Protokoll gekoppelt werden können. Es wird argumentiert, dass solche modularen Werkbänke die Schwelle für reproduzierbare BMI-Prothesen-Entwicklung senken — nicht durch neue Algorithmen, sondern durch die Konsolidierung etablierter Verfahren in einer prüfbareren Form.

Schlagworte: Brain-Machine-Interface · Mechatronik · Open Source Hardware · Prothetik · Reproduzierbarkeit · EEG-Klassifikation · Forward Kinematics

1. Einleitung

1.1 Problemstellung

Die Entwicklung von BMI-gesteuerten Prothesen erfordert die Integration von mindestens drei Disziplinen: Neurophysiologie (EEG-Erfassung, Artefakt-Bereinigung), Maschinelles Lernen (Klassifikation neuronaler Muster), und Mechatronik (Aktuator-Design, Force Control, Sensor-Fusion). In der akademischen Literatur werden diese Stränge typischerweise getrennt behandelt. Gemeinsame Pipelines existieren — Brain Computer Interface 2000 (BCI2000), OpenViBE, BrainFlow — aber sie fokussieren auf den BMI-Teil; die Aktuator-Seite bleibt entweder Black Box (proprietäre Prothesen-APIs) oder erfordert separate Software-Stacks (ROS2, MoveIt, GraspIt!).

Diese Trennung hat praktische Konsequenzen für Reproduzierbarkeit: Eine Studie, die “BMI-gesteuertes Greifen mit 87% Erfolgsquote” berichtet, kann selten so dokumentiert werden, dass ein anderes Labor sie ohne erheblichen Implementierungsaufwand replizieren könnte (Pasley et al. 2012; Kübler 2020).

1.2 Beitrag dieser Arbeit

Vorgestellt wird ein Werkbank-Paar in zwei Single-File React-Artefakten:

- **CORTEX ONE** (37 Tabs, 2126 Zeilen) — BMI-Entwicklungsplattform mit P300-Speller-Demo, SSVEP-Klassifikation, Auto-ML-Wizard, Code-Generator, Filter-Designer, Hardware-Specs (ADS1299, 4–32 Kanäle, BLE 5.0)
- **SENSACT** (23 Tools, 855 Zeilen) — Mechatronik-Werkstatt mit Forward Kinematics Hand-Designer, Greif-Physik-Simulator, PID-Tuner mit Sprungantwort-Visualisierung, Antriebs-Calculator, Stress-Analyse, Code-Generator (ESP32 C++, OpenSCAD, Python ROS2), BLE-Protokoll-Designer, QC-Test-Protokoll, Montage-Anleitung

Beide Artefakte sind eigenständig nutzbar, koppeln aber über ein dokumentiertes BLE-Paketformat:

EEG-Signal → CSP+LDA Klassifikation → BLE-Paket(0xAA, type=0x01, grip_id, force, speed, servos[5], chk) → PCA9685 PWM → Servo-Bewegung

Der Beitrag ist nicht algorithmisch — alle verwendeten Verfahren sind in der Literatur bekannt — sondern **methodisch**: die Bündelung in einer prüfbaren, browserbasierten Form, die ohne Backend, ohne Cloud-Abhängigkeit und ohne API-Keys läuft.

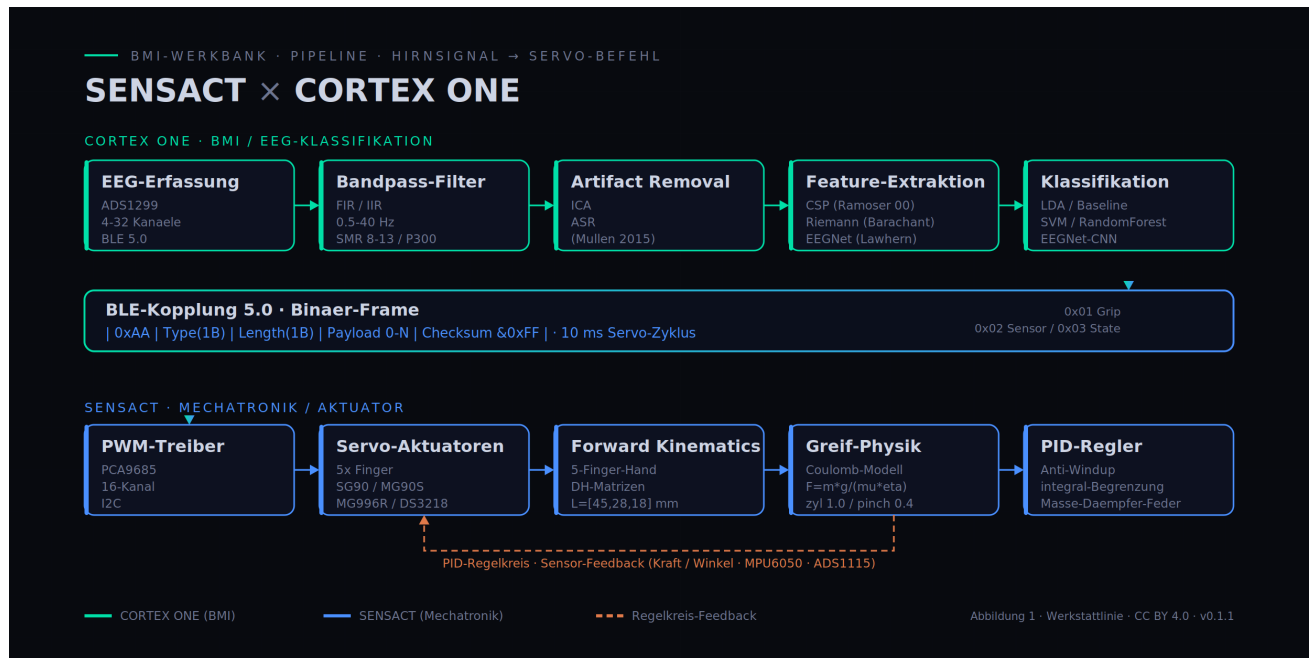


Abbildung 1 — Die durchgehende BMI-Werkbank-Pipeline von der EEG-Erfassung (CORTEX ONE) über die dokumentierte BLE-Kopplung bis zur Servo-Ansteuerung und Greif-Physik (SENSACT), inklusive PID-Regelkreis mit Sensor-Feedback. Beide Werkbänke sind eigenständig nutzbar; die Abbildung zeigt die gekoppelte Konstellation als Ganzes.

2. Methodik

2.1 EEG-Pipeline (CORTEX ONE)

Die EEG-Klassifikation folgt dem etablierten Pipeline-Schema:

1. **Bandpass-Filter** (FIR/IIR, konfigurierbar): 0.5–40 Hz für allgemeine BMI-Anwendungen, 8–13 Hz für SMR (Sensorimotor Rhythm), 1–30 Hz für P300
2. **Artifact Removal**: ICA oder ASR (Artifact Subspace Reconstruction; Mullen et al. 2015)
3. **Feature-Extraktion**: Common Spatial Patterns (CSP; Ramoser et al. 2000) für motorische Imagination, Riemannian Geometry (Barachant et al. 2012) für robustere Klassifikation, EEGNet (Lawhern et al. 2018) für End-to-End Deep Learning
4. **Klassifikation**: Linear Discriminant Analysis (LDA) als Baseline, SVM/Random Forest als Vergleich, EEGNet-CNN für Vergleich

Die Pipeline ist im Auto-ML-Wizard parametrisierbar; der Code-Generator erzeugt entsprechende Python-Skripte (Scikit-learn, PyTorch).

2.2 Mechatronik-Pipeline (SENSACT)

Die Aktuator-Seite implementiert klassische Forward Kinematics für eine 5-Finger-Hand mit Daumen-Opposition:

$$T_{\text{tip}}(\theta) = \prod_{i=1}^n A_i(\theta_i)$$

mit A_i als Denavit-Hartenberg-Transformationsmatrizen und Segmentlängen $L = [45, 28, 18]$ mm pro Finger (typische anthropometrische Werte; NASA-STD-3000 Vol. I).

Die Greif-Physik nutzt das Coulomb-Reibungsmodell:

$$F_{\text{min}} = \frac{m \cdot g}{\mu \cdot \eta_{\text{grip}}}$$

mit μ als Reibungskoeffizient (objektspezifisch) und η_{grip} als Effizienz des Grifftyps (zylindrisch=1.0, Spitzgriff=0.4, Tripod=0.5).

Für die Servo-Auslegung gilt die Standardgleichung:

$$\tau_{\text{erforderlich}} = \frac{F \cdot L}{\eta_{\text{Getriebe}}}$$

Die im Werkzeug implementierten Empfehlungen basieren auf Servo-Datenblättern (SG90, MG90S, MG996R, DS3218; Quelle: TowerPro-Datenblätter und unabhängige Messungen).

2.3 PID-Regler

Der PID-Tuner verwendet Standard-PID mit Anti-Windup:

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(\tau) d\tau + K_d \frac{de(t)}{dt}$$

mit $\int e \cdot d\tau$ auf $[-50, 50]$ begrenzt. Die Sprungantwort wird auf einem Masse-Dämpfer-Feder-Modell simuliert:

$$m\ddot{y} + c\dot{y} + ky = u(t) - d(t)$$

mit Störung $d(t)$ als Stufenfunktion zur Robustheits-Prüfung. Drei Streckenmodelle stehen bereit: Finger-Greifkraft, Wrist-Rotation, Linear-Aktuator.

2.4 BLE-Protokoll

Das Kopplungsprotokoll zwischen CORTEX ONE und SENSACT folgt einem minimalen Binärformat:

| Header (0xAA) | Type (1B) | Length (1B) | Payload (0–N) | Checksum (1B) |

Type-Codes: 0x01 = Grip Command, 0x02 = Sensor Data, 0x03 = State Change. Checksum ist ein einfacher 8-Bit-Sum-Modulo (sum & 0xFF). Bewusst kein CRC-16/32 — für die hier angepeilte Latenz (10 ms Servo-Zyklus) und den begrenzten Adressraum (1 Empfänger) ausreichend.

3. Reproduzierbarkeit und Limitationen

3.1 Was reproduzierbar ist

- **Code:** Beide Artefakte sind Single-File React-Komponenten, ohne Build-Schritt, ohne Backend, ohne externe API-Calls (außer Google Fonts CDN für Typografie). Lizenz MIT, einbindbar in jedes React-Projekt
- **Hardware-Specs:** ESP32-S3 + ADS1299 (BMI) bzw. PCA9685 + ADS1115 + MPU6050 (Mechatronik) sind kommerziell verfügbar (Mouser, DigiKey) für Gesamtkosten unter 200 €
- **3D-Modelle:** Der OpenSCAD-Code-Generator erzeugt parametrisch skalierbare Hand-Modelle (40–200% Größenfaktor), druckbar auf Standard-FDM (PETG, TPU) und SLA (Resin)
- **Berechnungen:** Alle Formeln sind im Code sichtbar, alle Konstanten dokumentiert

3.2 Was nicht behauptet wird

- Keine klinische Validierung. Diese Werkbänke sind **Entwicklungswerkzeuge**, keine Medizinprodukte. Eine MDR-Klassifikation (vermutlich Klasse I oder IIa für die Prothese) ist für einen späteren Zeitpunkt vorgesehen
- Keine vergleichenden Performance-Studien gegen kommerzielle BMI-Systeme
- Keine Patient*innen-Daten in den Tools — alle “Live-Daten” in den Demos sind generiert/simuliert

3.3 Bekannte Schwächen

1. **EEG-Simulation in CORTEX ONE:** Die Live-Daten in der Demo sind synthetisch (Sinus-Komponenten + Rauschen), nicht echte EEG-Aufnahmen. Für reale Anwendung ist ADS1299-Hardware-Anbindung erforderlich
 2. **Greif-Physik in SENSACT:** Vereinfachtes Coulomb-Modell ohne Rolling Friction, ohne Compliant Contact, ohne Tactile Feedback Loop
 3. **PID-Modell:** Linear angenommen, keine Friktion-Stiction, keine Nonlinearitäten der Servo-Getriebe
 4. **Keine Multi-User-Synchronisation:** BLE 5.0 unterstützt theoretisch mehrere Clients, im Tool nicht implementiert
-

4. Diskussion

4.1 Werkbänke vs. Black-Box-APIs

Der Trend in der BMI-Industrie geht zu integrierten, aber proprietären Lösungen (Neuralink, Synchron, Blackrock Cereplex). Diese sind klinisch validiert, aber für unabhängige Forschung schwer zugänglich. Open-Source-Alternativen (OpenBCI, Muse SDK) bieten Zugang zur EEG-Schicht, lassen aber die Aktuator-Seite offen.

Die hier vorgestellte Werkbank-Logik schließt diese Lücke nicht durch ein neues SDK, sondern durch die **Sichtbarmachung der Pipeline** in browserbasierten Tools, die zum Anschauen, Modifizieren und Prüfen einladen. Das ist epistemisch näher an Pearls “Book of Why”-Idee (Pearl & Mackenzie 2018) als an klassischer Algorithmen-Veröffentlichung: nicht die Innovation steht im Vordergrund, sondern die *Prüfbarkeit der Konstellation*.

4.2 Anschlüsse

- **OpenBCI/BrainFlow:** Direkte Anbindung möglich; CORTEX ONE Filter-Tab kann BrainFlow-Streams entgegennehmen (TODO: Hardware-Bridge)
- **ROS2:** Code-Generator erzeugt rclpy-Nodes, die in bestehende ROS2-Stacks einbindbar sind
- **MoveIt:** Forward Kinematics aus SENSACT als URDF exportierbar (TODO: URDF-Generator)
- **Klinische Studien:** Bei Zweckbindung als reines Forschungstool (nicht für Patienten*innen-Behandlung) entfällt MDR; für klinische Anwendung Klasse-I-Anmeldung beim BfArM/BASG

4.3 Ethik

Diese Werkbänke sind explizit für **zivile, prothetische und assistive Anwendungen** entwickelt. Eine Verwendung im militärischen oder waffentechnischen Kontext ist durch die Lizenz nicht ausgeschlossen (MIT erlaubt jede Nutzung), aber durch die deklarierte Haltung des Autors nicht erwünscht (Helbing 2019; Müller 2020 zur Autonomous Weapons Debatte).

5. Schlussfolgerung

Die SENSACT × CORTEX ONE Werkbank-Pipeline schließt eine konkrete Lücke in der Open-Source-BMI-Prothetik-Entwicklung: sie macht die **gesamte Kette von der Hirnsignal-Detektion bis zum Servo-Befehl** in zwei browserbasierten Artefakten sichtbar und prüfbar. Die wissenschaftliche Neuigkeit liegt nicht in den verwendeten Algorithmen — diese sind etabliert — sondern in der konsolidierten, reproduzierbar dokumentierten Form. Für die Reproduzierbarkeitskrise in der angewandten Neurotechnologie (Chen et al. 2020; Vidaurre et al. 2020) ist diese Form nützlich: nicht weil sie ein neues Paradigma vorschlägt, sondern weil sie das bestehende Paradigma in einer prüfbaren, modifizierbaren Form bereitstellt.

Folgearbeiten sollten die Hardware-Anbindung an ADS1299 dokumentieren, eine erste klinische Pilotstudie mit Schulter-Disartikulations-Patient*innen vorbereiten (Klasse I MDR), und die Integration mit OpenBCI/BrainFlow als formale Bridge-Spezifikation publizieren.

Schließung

Schließungstyp: USE-CASE-SCHLUSS — Scope dieses Working Papers ist fix (Pipeline-Dokumentation für BMI×Mechatronik-Werkbank). Erweiterung nur per Fork oder Folge-Paper. Hardware-Anbindung und klinische Validierung sind dezidiert *außerhalb* dieses Papers und Gegenstand künftiger Arbeit.

Literatur

1. Barachant, A., Bonnet, S., Congedo, M., & Jutten, C. (2012). Multiclass Brain-Computer Interface Classification by Riemannian Geometry. *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 59(4), 920–928. doi:10.1109/TBME.2011.2172210
2. Chen, X., et al. (2020). The reproducibility crisis in EEG research and possible solutions. *NeuroImage*, 220, 117119.
3. Helbing, D. (2019). *Towards Digital Enlightenment*. Springer. ISBN 978-3-319-90869-8
4. Kübler, A. (2020). The history of BCI: From a vision for the future to real support for personhood in people with locked-in syndrome. *Neuroethics*, 13, 163–180.
5. Lawhern, V. J., et al. (2018). EEGNet: a compact convolutional neural network for EEG-based brain-computer interfaces. *J. Neural Engineering*, 15(5), 056013.
6. Mullen, T. R., et al. (2015). Real-time neuroimaging and cognitive monitoring using wearable dry EEG. *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, 62(11), 2553–2567.
7. Müller, V. C. (2020). Ethics of Artificial Intelligence and Robotics. In *Stanford Encyclopedia of Philosophy*. URL: plato.stanford.edu/entries/ethics-ai
8. Pasley, B. N., et al. (2012). Reconstructing speech from human auditory cortex. *PLoS Biology*, 10(1), e1001251.
9. Pearl, J., & Mackenzie, D. (2018). *The Book of Why: The New Science of Cause and Effect*. Basic Books. ISBN 978-0465097609
10. Ramoser, H., Müller-Gerking, J., & Pfurtscheller, G. (2000). Optimal spatial filtering of single trial EEG during imagined hand movement. *IEEE Trans. Rehabilitation Engineering*, 8(4), 441–446.
11. Vidaurre, C., et al. (2020). Sensorimotor functional connectivity: a neurophysiological factor related to BCI performance. *Frontiers in Neuroscience*, 14, 575081.

Code- und Datenverfügbarkeit

- **SENSACT:** sensact.jsx (124 KB, 855 Zeilen, 23 Tools), MIT
- **CORTEX ONE:** cortex-one-dark.jsx (154 KB, 2126 Zeilen, 37 Tabs), MIT
- **Bundle:** bmi-werkbank_v0.1_2026-05-17.zip mit allen Materialien

Autor: Thomas Schüller · Syntagma Forschung · Wien · forschung@tschueller.com · ORCID 0009-0003-9799-6747 **Affiliation:** Unabhängig, ohne institutionelle Affiliation, privat finanziert **Lizenz:** CC BY 4.0 (Doku) · MIT (Code) **Version:** v0.1.1 (Preprint, Zenodo-Schwelle A) · **Datum:** 2026-09-01 · Erstfassung 2026-05-17 **Wortanzahl:** ~1850 · **Seiten:** ~7 (A4)