



UNIVERSITÀ DI PADOVA

**Dipartimento di Filosofia, Sociologia, Pedagogia e Psicologia Applicata -
FISPPA**

Corso di laurea in SCIENZE PSICOLOGICHE SOCIALI E DEL LAVORO

Tesi di laurea Triennale

**Applicazione delle *Brain-Computer Interface* al mondo del lavoro: per
una maggior inclusione dei lavoratori con ADHD**

**Application of Brain-Computer Interfaces in the Workplace: Towards a Greater
Inclusion of Workers with ADHD**

Relatore

Prof. Federico Zilio

Laureanda: Emma Nemes

Matricola: 2115850

Anno Accademico 2025/2026

Sommario

Introduzione	5
Capitolo 1: <i>Brain-Computer Interface</i>: principi, funzionamenti e prospettive.....	7
1.1 Che cosa sono le <i>Brain-Computer interface</i> e come funzionano.	7
1.2 <i>Neurofeedback</i> , una panoramica sul funzionamento.....	9
1.2.1 BCI e <i>Neurofeedback</i> : somiglianze e differenze	12
1.3 Applicazioni future e integrazione di BCI, AI e automazione.	12
1.3.1 La svolta dei Brain-Foundation Models: da BENDR a LaBraM.....	13
Capitolo 2: ADHD e lavoro: sfide funzionali e nuove frontiere di inclusione neurotecnologica	15
2.1 Manifestazioni cliniche dell'ADHD ed elementi di criticità nel contesto organizzativo	15
2.1.1 Impatto sull'integrazione sociale e lavorativa	16
2.2 BCI, <i>Neurofeedback</i> e AI come strumenti di abilitazione lavorativa per l'ADHD	17
2.2.1 Compensazione dei deficit esecutivi: pBCI e LLM a supporto della memoria di lavoro e dell'attenzione	18
2.2.2 Modelli di lavoro neuroadattivi: personalizzazione dei workflow e riduzione del carico emotivo.	19
2.3 Panorama tecnologico e wearable per l'ambiente aziendale	20
2.3.1 Analisi dei device aziendali esistenti	20
2.3.2 Tecnologie emergenti: Ear-EEG, fruibilità e integrazione nei contesti d'ufficio	21
Capitolo 3: Neuroetica, sicurezza e neurodiritti: i limiti e le responsabilità dell'inclusione tecnologica.....	23
3.1 Criticità applicative delle BCI: limiti tecnici, fruibilità e affaticamento cognitivo	23
3.2 Protezione dei dati neurali in ambito aziendale	25
3.2.1 Sicurezza, vulnerabilità e Brain-Hacking	25
3.2.2 Neurodiritti e tutela della diversità nei luoghi di lavoro	26
3.3 Rischio di tecno-medicalizzazione: BCI come strumento di adattamento o di normalizzazione sociale?.....	27
Conclusione.....	31
Bibliografia	Errore. Il segnalibro non è definito.

Introduzione

Negli ultimi decenni, lo sviluppo delle nuove tecnologie ha aperto nuovi orizzonti nell'interazione tra mente e macchina, trasformando le *Brain-Computer Interface* (BCI) da strumenti clinici o di laboratorio a dispositivi potenzialmente integrabili nella vita quotidiana e nei contesti organizzativi. Nato originariamente con finalità riabilitative o di supporto alla disabilità grave, il panorama delle neurotecnologie si sta progressivamente evolvendo verso scenari di potenziamento, neuroergonomia e adattamento degli ambienti di lavoro. In un contesto di mercato in cui la digitalizzazione e la flessibilità richiedono un carico cognitivo ed esecutivo sempre più elevato, la tutela del benessere psicofisico e la promozione dell'inclusione lavorativa rappresentano sfide centrali per le organizzazioni moderne.

All'interno di questo scenario, la neurodivergenza, in particolare il disturbo da deficit di attenzione e iperattività (ADHD) nell'adulto, costituisce una realtà strutturale che riguarda una percentuale significativa della popolazione lavorativa. L'ADHD in età adulta si manifesta prevalentemente attraverso compromissioni delle funzioni esecutive, come la gestione del tempo, l'organizzazione delle priorità, la regolazione dell'attenzione e la stanchezza derivante da continui sforzi compensatori. Tali criticità, se non gestite adeguatamente da un ambiente flessibile, rischiano di tradursi in frustrazione, calo della produttività, aumento dei tassi di *burnout* e isolamento professionale, alimentando un profondo divario tra il potenziale individuale dell'utente e la sua prestazione oggettiva.

Il presente lavoro di tesi si propone di elaborare e teorizzare l'applicazione delle BCI e dei sistemi neuroadattivi all'ambiente aziendale, proponendoli come innovativi strumenti di abilitazione e inclusione per i lavoratori neurodivergenti. In particolare, la ricerca intende analizzare le potenzialità derivanti dall'integrazione tra *passive* BCI (p-BCI), algoritmi di Intelligenza Artificiale generativa (*Large Language Models* basati su architetture *Transformer*) e tecniche di neurofeedback. L'obiettivo centrale è comprendere come un ecosistema di lavoro "neuro-consapevole" possa supportare in tempo reale le funzioni esecutive del lavoratore con ADHD, affiancando la memoria di lavoro, riducendo i picchi di affaticamento e valorizzando stati cognitivi complessi come l'iperfocus. Tuttavia, l'introduzione di tali tecnologie solleva complessi interrogativi etico-sociali: la ricerca intende infatti analizzare i confini entro cui queste soluzioni possano rappresentare un autentico supporto all'autonomia, evitando il rischio che si trasformino in dispositivi coercitivi di tecno-medicalizzazione, sorveglianza neuro-cognitiva o spinta alla normalizzazione sociale del lavoratore.

Capitolo 1. *Brain-Computer Interface*: principi, funzionamenti e prospettive

In questo primo capitolo verranno spiegati il funzionamento e le principali tipologie di *Brain-Computer Interfaces*, con particolare attenzione al rapporto tra BCI e *neurofeedback* evidenziandone somiglianze, differenze e ambiti di utilizzo. Sarà inoltre esplorato il potenziale trasformativo di queste tecnologie, approfondendo nei capitoli successivi un'analisi applicativa di tali tecnologie.

1.1 Che cosa sono le *Brain-Computer interface* e come funzionano.

A partire dagli anni Settanta dello scorso secolo, uno specifico settore di studio delle tecnologie iniziò a svilupparsi con l'obiettivo non solo di "leggere" l'attività cerebrale come si era fatto fino ad allora tramite l'elettroencefalogramma (EEG, inventato nel 1924), ma di sfruttarla al fine di creare un canale di comunicazione diretta con i computer digitali. L'EEG, infatti, è un metodo di monitoraggio elettrofisiologico finalizzato a registrare l'attività elettrica del cervello che dal 1973 viene utilizzato da Jacques J. Vidal per la sua invenzione dell'"interfaccia cervello-computer". Cita questo termine per la prima volta nel suo articolo *Toward Direct Brain-computer* in cui viene pensato un canale di comunicazione diretto tra cervello e computer (M. Ienca 2019).

Le *Brain-Computer Interface* (BCI) o interfacce neurali, sono dei dispositivi computerizzati in grado di mettere direttamente in comunicazione, attraverso la captazione di segnali cerebrali volontariamente modulati dall'individuo, il cervello umano di un soggetto con varie apparecchiature elettroniche e meccaniche, bypassando la necessità di sfruttare l'apparato muscoloscheletrico e permettendo il potenziamento delle abilità comunicative, di analisi e di locomozione di un individuo (A. Lavazza 2022). Come sono molteplici le funzionalità del cervello, così sono trasversali le applicazioni delle BCI, che possono essere classificate in base all'industria in cui operano: gaming e intrattenimento, sicurezza e autenticazione, sanità, educazione, pubblicità e neuromarketing e neuroergonomia. Dunque, utenti con disabilità e non hanno a disposizione un nuovo modo di comunicare, un nuovo sistema che, misurando e traducendo segnali cerebrali in comandi, permette un incredibile progresso in aree come la riabilitazione neurale, il potenziamento umano e l'intrattenimento (Gao, et al. 2025).

Il sistema delle BCI è costituito da tre componenti principali: una di acquisizione del segnale, una di elaborazione e una di applicazione tramite l'apparecchiatura. Durante la prima fase, vengono captati i segnali dell'utente mentre risponde ad uno stimolo svolgendo un determinato compito mentale. In questo modo si attivano i potenziali evento-correlati (ERP), ovvero risposte elettrofisiologiche registrate tramite EEG che riflettono l'attività di popolazioni di neuroni quando il cervello elabora

uno stimolo sensoriale, cognitivo o motorio. Ogni ERP è composto da diverse onde per identificare fasi specifiche dell'elaborazione cognitiva e quella più rilevante nelle BCI è l'onda P300, solitamente suscitata nel processo decisionale e di attenzione volontaria. In questo modo quando l'interfaccia mostra il percorso selezionato, il cervello dell'utente genera un segnale P300 che la BCI è in grado di intercettare e decodificare. (M. Ienca 2019)

Tuttavia, il modo in cui questo segnale viene generato e soprattutto registrato cambia profondamente a seconda che si tratti di BCI invasive, semi-invasive o non invasive. Nel caso delle BCI non invasive si analizza l'attività cerebrale operando solo sulla superficie della testa: si possono usare degli elettrodi appoggiati sullo scalpo (EEG), un casco rigido con all'interno dei sensori magnetici (MEG) oppure uno scanner MRI per misurare la risposta emodinamica associata all'attività neurale (fMRI). Le BCI semi-invasive invece sono localizzate al di sotto del cranio, sulla superficie del cervello (ECoG). Con le BCI invasive, infine, si hanno microelettrodi intracorticali, quindi impiantati sotto lo scalpo, in modo tale da registrare i segnali direttamente dal cervello. Per quest'ultima tipologia la risoluzione è più alta rispetto alle altre, e richiede meno trial per essere rilevata, con un rapporto segnale/rumore molto migliore (Peksa e Mamchur 2023).

Durante l'elaborazione del segnale la maggior parte delle BCI estraggono, classificano e traducono le sue caratteristiche. Con la prima fase vengono estratte le caratteristiche del segnale che codificano le intenzioni dell'utente, caratteristiche che dovrebbero essere fortemente correlate alle suddette intenzioni affinché ci sia un effettivo funzionamento della BCI. Per esempio, negli ultimi anni si sta parlando delle *mind-reading* machines, ovvero delle interfacce in grado di dedurre gli stati mentali (cognitivo e affettivo) di un individuo, partendo proprio dai suoi dati neurali. Si riesce a leggere la mente di una persona nel senso neuroscientifico del termine, per cui si arriva a ricostruire, anche se solo grossolanamente, la specifica immagine che in quel momento viene presentata al soggetto. Per fare ciò i dati devono essere digitalizzati e usati per il controllo della BCI rimuovendo i rumori di fondo (come l'EMG, ovvero l'attività elettrica prodotta dai muscoli scheletrici) e assicurando così una misurazione accurata dei segnali. Determinate attività cerebrali rappresentano delle azioni desiderate, che vengono raggiunte tramite il processo di classificazione che aiuta a riconoscere i modelli delle caratteristiche corrispondenti a queste azioni; per esempio, possiamo riconoscere le caratteristiche che rappresentano un comando per muovere un braccio robotico (Mushtaq, et al. 2024, Rainey, et al. 2020).

Durante la fase di traduzione un algoritmo converte le caratteristiche del segnale estratto in comandi per il dispositivo, che produrranno un output come una selezione delle lettere, il movimento di un cursore, il controllo di un braccio robotico oppure l'operazione di un altro dispositivo di assistenza.

È necessario che l'algoritmo mantenga un comportamento adattivo in grado di reagire alle variazioni dinamiche del segnale e di garantire che l'insieme delle caratteristiche selezionate copra l'intero spettro di controllo del dispositivo (Baraka, et al. 2023, Wolpaw 2009). Grazie al processo di traduzione, l'utente può effettivamente controllare device esterni senza il bisogno dell'attivazione muscolare, permettendo alle BCI di migliorare notevolmente la qualità della propria vita, e di prendere parte ad attività che altrimenti non sarebbe mai stato in grado di svolgere, soprattutto senza dipendere da altre persone.

Un'altra specifica delle BCI è quella di distinguersi in *open-loop* o *closed-loop communication*. Nel caso della comunicazione *closed-loop* si tratta di un sistema adattivo e bidirezionale in cui il segnale tradotto dalla BCI viene rimandato indietro all'utente sotto forma di *feedback*, che l'utente può utilizzare per regolare i propri segnali cerebrali ottimizzando l'*output* desiderato. In questo modo diventa possibile stimolare funzioni sensoriali come la vista o l'udito e permettere la riabilitazione tramite training cognitivo. La comunicazione *open-loop* invece è unidirezionale (stimolo-cervello), per cui non prevede un feedback e si limita a registrare e analizzare i risultati. È un sistema che non controlla l'effetto della sua azione e non si adatta, come per esempio la TMS (Stimolazione Magnetica Transcranica), una tecnica non invasiva che usa impulsi magnetici per stimolare aree specifiche del cervello (Daly e Wolpaw 2008, Wolpaw 2009). A mano a mano che l'allenamento tramite comunicazione *closed-loop* va avanti, l'utilizzo di BCI diventa sempre più automatico e si instaura una dipendenza reciproca sia dell'utente al sistema che del sistema all'utente, creando un ciclo continuo di adattamento che porta a integrare sempre di più questo meccanismo alla stregua di un muscolo. Allo stesso tempo però il meccanismo *closed-loop*, essendo responsivo a una particolare situazione, può provocare all'utente la difficoltà di far fatica a localizzarsi all'interno del ciclo, percependo il dispositivo come estraneo, un elemento terzo che lavora autonomamente rispetto al proprio cervello. Se l'utente non si identifica con il dispositivo e non approva le alterazioni effettuate, potrebbe risultare dissociato dal suo stesso pensiero e comportamento. Diventa dunque importante mantenere un giusto equilibrio durante questo processo, tenendo in considerazione le implicazioni etiche e sociali che potrebbero insorgere dalla possibilità di modulare coscientemente fenomeni soggettivi, tra cui le emozioni e il dolore (Grau, et al. 2014, Johnson e Rommelfanger 2018).

1.2 Neurofeedback, una panoramica sul funzionamento.

Il neurofeedback è uno strumento che permette la misurazione, l'osservazione e la modulazione dell'attività neurale in tempo reale. Per fare ciò, la ricerca si avvale principalmente di due categorie tecnologiche. I metodi elettrofisiologici, che registrano direttamente i potenziali elettrici o i campi magnetici generati dal tessuto cerebrale e possono essere tecniche come l'EEG, la MEG e l'ECOG (sebbene quest'ultimo metodo, come detto, sia invasivo). I metodi emodinamici, invece, tracciano

indirettamente l'attività neuronale monitorando le variazioni di flusso sanguigno e dell'ossigenazione locale e le tecniche utilizzate sono la fMRI e la fNIRS. Queste metodologie presentano un compromesso tra risoluzione spaziale e temporale. Mentre i canali elettrofisiologici offrono un'eccellente risoluzione temporale a discapito di una localizzazione spaziale più approssimativa, i sistemi emodinamici permettono di mappare con precisione millimetrica le aree attive, registrando tuttavia variazioni temporali molto più lente (Baghdadi, Hadaeghi e Kamarajan 2025). Una volta acquisiti i segnali possono essere sottoposti a protocolli di elaborazione riconducibili a tre approcci principali: l'analisi univariata, l'analisi di connettività funzionale e l'analisi di pattern multivariati (MVPA). L'analisi univariata estrae e analizza il segnale proveniente da un singolo canale o da una specifica zona di interesse (Thibault, Lifshitz e Raz 2016); l'analisi di connettività funzionale, invece, calcola la coerenza o la sincronizzazione temporale tra due o più canali, valutando il grado di accoppiamento funzionale tra diverse aree cerebrali (Koush, et al. 2013); la MVPA sfrutta l'integrazione di dati provenienti da un'intera gamma di sensori per classificare configurazioni spaziali complesse dell'attività cerebrale attraverso algoritmi avanzati. Il segnale così elaborato viene infine convertito in uno stimolo sensoriale, che può essere di natura visiva, uditiva e tattile, e restituito immediatamente al soggetto (Shibata, et al. 2011).

Uno dei principali motivi per cui si ritiene che il *neurofeedback* possa rappresentare un importante strumento di autoregolazione è la caratteristica della neuroplasticità del nostro cervello, ovvero la capacità del cervello di cambiare la propria struttura e le proprie funzioni in base alle proprie esperienze, all'apprendimento e agli stimoli ambientali; permette la creazione di nuove connessioni neurali e la riorganizzazione di quelle già esistenti a tutte le età, anche dopo l'infanzia. Per misurare la neuroplasticità in atto, i ricercatori guardano principalmente al volume della sostanza grigia e alla connettività della sostanza bianca, indicatori tradizionalmente impiegati per valutare gli effetti dello *skill training* e che oggi trovano riscontro anche nell'ambito del *neurofeedback*. Uno studio di Ghaziri, et al., infatti, ha dimostrato che una settimana di *training* focalizzato sulle onde beta (15-18 Hz) nelle regioni fronto-parietali, ha registrato un incremento sia nel volume della sostanza grigia, sia dell'integrità delle vie della sostanza bianca. Tali modificazioni strutturali sono state correlate con un significativo potenziamento delle performance nei compiti di attenzione visiva e uditiva all'interno del gruppo sperimentale (Ghaziri, et al. 2013, Sitaram, et al. 2016).

L'apprendimento via *neurofeedback* e i meccanismi che lo regolano possono essere meglio spiegati attraverso la teoria del condizionamento operante di B. F. Skinner, proveniente dalla psicologia comportamentale, e dal concetto di rinforzo positivo (Sitaram, et al. 2016). Secondo questa teoria le conseguenze di un'azione modificano la probabilità che quel comportamento si ripeta in futuro. Se un comportamento ha esito positivo, tende a essere ripetuto; invece, se ha un esito negativo o

spiacevole, tende ad estinguersi. Nel caso del *neurofeedback* il software è programmato per erogare una “ricompensa”, che può essere un segnale visivo o acustico, solo ed esclusivamente quando l’attività cerebrale produce la configurazione corretta e prevista di onde; il computer, quindi, rinforza quel determinato pattern neurale aumentandone la frequenza. Questo succede perché il feedback positivo attiva i sistemi di ricompensa endogeni del cervello, in particolare le vie dopaminergiche che grazie alla dopamina agiscono da “fissante” biologico. Diversamente dal condizionamento operante, in cui il soggetto apprende attraverso risposte comportamentali dirette, nel neurofeedback la regolazione del pattern cerebrale e l’attivazione della ricompensa dopaminergica avvengono su base neurobiologica. Sebbene il neurofeedback possa agire anche in modo implicito e subcorticale senza uno sforzo consapevole, la maggior parte delle procedure adottate richiede comunque uno sforzo cosciente da parte del soggetto per modulare la propria attività cerebrale.

Un esempio pratico di questo meccanismo è riportato dallo studio di (deCharms, et al. 2005) in cui la domanda fondamentale che si pone è se le persone possono imparare a controllare in modo conscio e volontario un’area specifica e localizzata del proprio cervello, e se ci riescono, se questo controllo si traduce in un effettivo cambiamento delle percezioni fisiche, nello specifico nella percezione del dolore. La popolazione di partecipanti viene divisa in tre condizioni: i soggetti sani, i pazienti con dolore cronico e un gruppo di controllo. Nel primo caso a un gruppo di volontari sani è inserito in uno scanner MRI ed è sottoposto a stimoli termici dolorosi sulla mano. Nel mentre i soggetti vedevano in tempo reale un grafico o un’immagine di una fiamma virtuale che cresceva o si rimpiccioliva a seconda del loro livello di attivazione della corteccia cingolata anteriore rostrale (rACC), un’area del cervello nota per l’elaborazione del dolore e la sua regolazione. Utilizzando strategie cognitive come spostare l’attenzione a un’altra parte del corpo o reinterpretare la sensazione di dolore, i partecipanti dovevano provare ad alzare o abbassare la fiamma. Il gruppo affetto da dolore cronico grave viene sottoposto a un addestramento simile, senza l’applicazione del calore esterno, ma solo concentrandosi sul ridurre i propri livelli di dolore basale. La condizione di controllo, infine, viene usata per garantire che gli effetti fossero dovuti al feedback della rtfMRI e non alla semplice pratica, distrazione o effetto placebo. I risultati hanno riportato effettivamente il successo dei partecipanti nell’aumentare o diminuire volontariamente l’attivazione della rACC modulando la percezione del dolore, e nel caso delle persone affette da dolore cronico è stata registrata una riduzione massiccia del dolore basale (64% e 44% in meno su rispettivamente due scale di valutazione). Il gruppo di controllo ha dimostrato cambiamenti minimi e non significativi. Un dato cruciale di questo studio è la necessità della persona di vedere in tempo reale quello che il cervello stava facendo per capire quali strategie mentali funzionassero davvero. La rtfMRI agisce quindi come uno specchio, permettendo al cervello di attivare la dinamica *closed-loop* mediante condizionamento operante.

1.2.1 BCI e Neurofeedback: somiglianze e differenze

Nel mondo scientifico si è a lungo dibattuto sulla reale classificazione del *neurofeedback*: se considerarlo un'applicazione di BCI e quindi una sua naturale estensione, o, al contrario, una categoria a sé stante afferente al dominio del *biofeedback*. Nel primo caso verrebbe considerato un'applicazione specifica di BCI, poiché impiega le sue stesse tecnologie per misurare l'attività neurale. Consiste infatti nel trasformare l'attività del cervello in stimoli sensoriali: in questo modo il paziente riceve un *feedback* in tempo reale sulla propria attività cerebrale ed è in grado di regolarsi di conseguenza, creando appunto una comunicazione *closed-loop*.

Il termine *biofeedback* viene storicamente coniato nel 1969 (Moss 1998) e si occupa di monitorare il sistema nervoso periferico volto all'autoregolazione psicofisica di parametri corporei quali la frequenza cardiaca, la tensione muscolare, la sudorazione e la temperatura. Il *neurofeedback* si inserisce in questo filone ma differenziandosi per la sorgente del segnale, che deriva dal sistema nervoso centrale (onde cerebrali o flusso sanguigno) regolando le funzioni prettamente cognitive e cerebrali. Successivamente arriva la *Brain-Computer Interface*, concepita come strumento per il controllo di apparecchi esterni per mezzo del solo segnale cerebrale, coniugando i processi cognitivi di *problem solving* dell'utente con la potenza di calcolo del computer. In sintesi, si può affermare che, se il *neurofeedback* rappresenta una categoria clinica e metodologica derivata dal *biofeedback* basata sull'elaborazione dei dati neurali, il mezzo tecnologico necessario a realizzarla è, per definizione, un sistema di BCI. Se infatti l'obiettivo del *neurofeedback* è cambiare il cervello, quello della BCI è cambiare l'ambiente circostante, traducendo l'input in comando invece che rimandarlo indietro al cervello (Mahrooz, Fattahzadeh e Gharibzadeh 2023).

1.3 Applicazioni future e integrazione di BCI, AI e automazione

L'obiettivo principale delle BCI è quello di tradurre e riportare il segnale neurofisiologico dell'utente nella maniera più accurata possibile. L'approccio classico che viene utilizzato nella maggior parte dei casi per analizzare i segnali cerebrali è la tecnologia non invasiva dell'EEG (Bagheri, et al. 2024), che lavora il segnale grezzo per gradi, dividendo il processo in tre grandi blocchi: pre-elaborazione, estrazione delle caratteristiche e classificazione del segnale. Questo processo però presenta delle limitazioni intrinseche, poiché risulta rigido e con tempi di calibrazione troppo lunghi per permettere l'adattamento della macchina ad un singolo individuo. Inoltre, i tre moduli di elaborazione mancano di ottimizzazione congiunta, per cui gli ingegneri lavorano per sequenze a compartimenti stagni, gestendo un modulo alla volta. Così facendo però c'è il rischio che si perdano informazioni importanti e che siano maggiormente esposti a commettere errori. Queste problematiche hanno reso necessaria l'ottimizzazione del processo, integrando alla BCI un modello di Deep Learning *end-to-end*, ovvero un sistema di intelligenza artificiale in cui un'unica rete viene addestrata a partire direttamente dai

dati grezzi fino ad arrivare al risultato finale, senza bisogno di passaggi intermedi o lavorazioni separate. (Lu, Zhang e Peng 2026, Lawhern, et al. 2018)

Questo modello di *Deep Learning* per analizzare il dato grezzo nella sua interezza combina diverse architetture di algoritmi di intelligenza artificiale (AI) e le principali sono le reti neurali convoluzionali (CNN), le reti neurali ricorrenti (RNN), le reti neurali su grafi (GNN) e i Transformer. Le CNN (Gu, et al. 2018) permettono di analizzare contemporaneamente la componente temporale, rilevando il cambiamento di frequenza delle onde cerebrali momento per momento, e la componente spaziale, identificando da quale area del cervello proviene il segnale e permettendo nel complesso il filtraggio del rumore e l'estrazione delle caratteristiche fisiche. Il tracciamento della continuità e dell'evoluzione degli stati mentali viene elaborata dalle RNN (Hallez, Mermillod e Droit-Volet 2023), mentre le GNN (Bessadok, Mahjoub e Rekik 2023) si occupano della mappatura delle interazioni tra diverse aree cerebrali. I Transformer (Vaswani, et al. 2017), invece, sono la tecnologia che ha più ridefinito la decodifica dei segnali cerebrali e in generale l'intelligenza artificiale moderna, ponendosi alla base dei modelli di linguaggio (LLM) come ChatGPT, Claude e Gemini. Il Transformer, a differenza degli altri algoritmi (CNN, RNN, GNN), è in grado di svolgere compiti più complessi e con quantità di dati maggiori, sebbene molto spesso venga utilizzato in combinazione con essi. In generale si basa sul meccanismo di *Self-Attention*, che gli permette di catturare dipendenze a corto e lungo raggio nei dati, di elaborare il linguaggio a partire dall'interpretazione dei segnali neurali e di identificare le relazioni contestuali tra le parole a prescindere dalla loro distanza. Per concludere dunque, se la BCI acquisisce costantemente le fluttuazioni neurofisiologiche dell'individuo, l'AI traduce tali variazioni in indici sintetici di stato cognitivo, come carico mentale, stress o livello di vigilanza (ma anche il linguaggio pensato in alcuni sistemi sperimentali avanzati basati su Transformer (Ye, et al. 2025)), e in tempo reale attiva una risposta di adattamento ambientale o tecnologico che, grazie al meccanismo di neurofeedback, retroagisce sull'utente stesso (Lu, Zhang e Peng 2026).

1.3.1 La svolta dei Brain-Foundation Models: da BENDR a LaBraM

Come accennato in precedenza, uno dei principali limiti dell'applicazione delle BCI nei contesti reali è la forte variabilità del segnale neurofisiologico tra individui diversi che portano a lunghe e stancanti sessioni di calibrazione per ciascun utente. Negli ultimi anni però, l'integrazione di architetture di *Deep Learning* avanzate ha segnato un cambio di paradigma, introducendo i cosiddetti *Brain-Foundation Models*, ovvero modelli di intelligenza artificiale addestrati su quantità enormi di dati neurali, in grado di decodificare, analizzare e simulare l'attività del cervello umano. Grazie ad essi è oggi possibile una fruizione diretta delle BCI, anche in contesti lavorativi dinamici, eliminando la fase di addestramento individuale (Zhou, et al. 2025).

Il primo passo è stato compiuto con la creazione di BENDR (*BERT-based Neural Data Representations*), che unendo i meccanismi dei modelli di elaborazione del linguaggio naturale (NLP) e del riconoscimento vocale (BERT), è stato dimostrato che è possibile far apprendere a un'AI una sorta di “grammatica universale” del segnale EEG senza bisogno di calcoli manuali. Per la realizzazione di BENDR è stata utilizzata una combinazione di una CNN, per la compressione del segnale spazio-temporale grezzo, e di un Transformer, basato su meccanismi di *Self-Attention*. Al BENDR sono stati sottoposti a esame oltre 1500 ore di tracciati EEG non etichettati di oltre 10000 persone diverse, dai quali ha ricavato dei pattern generali del cervello dimostrando che un singolo modello pre-addestrato può adattarsi successivamente (*fine-tuning*) a compiti neurofisiologici molto diversi, come immaginazione motoria, calcolo o rotazione mentale, superando la precisione delle reti tradizionali (Kostas, Aroca-Ouellette e Rudzicz 2021).

Con l'introduzione invece di LaBraM (*Large Brain Model*), viene elevata la scala di pre-addestramento a oltre 2500 ore di EEG, su circa 16000 soggetti, creando un “dizionario neurale universale”. Sottoponendolo a test su compiti clinici e cognitivi eterogenei si è ottenuto un incremento nella percentuale di accuratezza nel riconoscimento degli stati emotivi, da un 88-90% all'94%, e nella rilevazione delle anomalie neurali (78%). Lo studio condotto da (Jiang, Zhao e Lu 2024) dimostra infatti che all'aumentare dei dati pre-addestramento e della dimensione della rete, la capacità del sistema di comprendere il segnale cerebrale cresce in modo esponenziale, riducendo drasticamente la quantità di dati necessari per adattarsi a un nuovo utente. Si può dunque affermare che grazie all'integrazione dell'AI moderna alle BCI siamo in grado di stimare in tempo reale indici complessi come stress, carico mentale e affaticamento, premesse essenziali per la creazione di sistemi sempre più neuro-adattivi.

Capitolo 2: ADHD e lavoro: sfide funzionali e nuove frontiere di inclusione neurotecnologica

Il secondo capitolo sposta il focus dall'architettura tecnologica delle Brain-Computer Interface, alla loro applicazione pratica in contesti lavorativi (aziendali) come alternativa di supporto alle persone con disturbo da deficit dell'attenzione e iperattività (ADHD) nell'adulto. Si tratta di una condizione di neurodivergenza, che nell'attuale mercato di lavoro, pone delle limitazioni per quanto riguarda le funzioni esecutive, la regolazione dell'attenzione e l'interazione sociale sul luogo di lavoro. L'obiettivo di questo capitolo è quello di analizzare le possibilità di promozione di un'effettiva inclusione sociale e del benessere organizzativo delle persone con ADHD.

2.1 Manifestazioni cliniche dell'ADHD ed elementi di criticità nel contesto organizzativo

Il disturbo da deficit di attenzione e iperattività (ADHD) viene definito dai criteri diagnostici tradizionali (DSM-5) come un disturbo del neurosviluppo che appare solitamente dalla prima infanzia, e che compromette lo sviluppo del funzionamento personale, scolastico, sociale e lavorativo. Comporta difficoltà nell'acquisizione, nel mantenimento e nell'applicazione di competenze o di insiemi di informazioni specifiche (APA 2013). Tuttavia, è un disturbo che si può protrarre anche in età adulta, e, sempre secondo il DSM-5, viene diagnosticato se si presentano almeno cinque sintomi (nei bambini sono sei) di disattenzione, iperattività/impulsività per almeno sei mesi. Studi recenti hanno però trovato che la maggioranza degli adulti con ADHD non sono stati diagnosticati da bambini, evidenziando una sottodiagnosi durante le prime fasi dello sviluppo (Song, et al. 2021). Ad oggi l'ADHD in età adulta riguarda all'incirca il 6% della popolazione lavorativa, indicando come la neurodivergenza non costituisca un'eccezione marginale, ma rappresenti una realtà strutturale all'interno della nostra società contemporanea. Per arrivare alla definizione di questa percentuale, bisogna tenere conto però delle diverse difficoltà presenti durante il processo di diagnosi.

Innanzitutto, un ruolo cruciale è ricoperto dalla natura della popolazione dalla quale sono estratti i dati, infatti campioni clinici o casi individuali che ricercano assistenza psichiatrica presentano tassi di ADHD più elevati rispetto a campioni basati sulla comunità, presentando dunque un bias di selezione, ovvero l'errore sistematico di prendere in considerazione un campione non rappresentativo della popolazione generale (Green, et al. 2019, Weibel, et al. 2022). Altri fattori che contribuiscono alla variabilità della percentuale sono l'età, il sesso e fattori socioeconomici, presentando per esempio nei giovani maschi adulti un maggiore tasso di prevalenza (Bogdańska-Chomczyk, Majewski e Kozłowska, 2025). Tipicamente nelle donne è più difficile diagnosticarlo a causa di una diversa

espressione, percezione e interpretazione dei sintomi nei contesti clinici e sociali, poiché esse tendono a interiorizzare il disagio e rendono più probabile la misdiagnosi di ansia o depressione, portandolo a essere più difficilmente rilevabile.

Da un punto di vista neurobiologico però la differenza di genere non comporta disuguaglianze rilevanti. Le persone con ADHD, infatti, presentano squilibri chimici (carenza di dopamina e noradrenalina), differenze strutturali (ritardo nello sviluppo della corteccia pre-frontale e minori dimensioni di amigdala e ippocampo) e problematiche di connessione (iperconnessione del *Default Mode Network*, o DMN, che porta a distrazioni continue e conseguentemente difficoltà a concentrarsi). L'ADHD, dunque, non è attribuibile a un'unica variabile, a un "gene dell'ADHD", ma è riconducibile più ad una vulnerabilità genetica, che si manifesta in un'architettura estremamente eterogenea in cui più varianti genetiche forniscono un contributo individuale ridotto ma cumulativo (Bogdańska-Chomczyk, Majewski e Kozłowska, 2025). Alla genetica però va affiancato anche l'elemento del contesto circostante, che può modulare l'espressione dell'ADHD, fungendo da amplificatore o soppressore. In un contesto lavorativo, per esempio, gli adulti affetti da ADHD, più che presentare i sintomi dell'iperattività fisica, tendono a mostrare deficit di attenzione e disfunzione esecutiva come *time blindness* o *iperfocus* (Grinblat e Rosenblum 2025). Su larga scala tali criticità si traducono in livelli d'istruzione mediamente più bassi, discontinuità lavorativa e ridotta produttività economico-professionale (Murphy e Barkley 1996). Sebbene tali esiti derivino dalla concomitanza di più fattori, essi possono essere in gran parte ricondotti alla sottostante disregolazione cognitiva ed emotiva propria dell'ADHD, che sul luogo di lavoro può portare all'insorgenza di ansia, depressione, *burnout* e *turnover*. Per un'organizzazione questo si traduce in continui costi di selezione, *onboarding* e di formazione per rimpiazzare il personale uscente (Adamou, et al. 2013, Bogdańska-Chomczyk, Majewski e Kozłowska, 2025).

2.1.1 Impatto sull'integrazione sociale e lavorativa

I sintomi dell'ADHD possono, dunque, generare sul luogo di lavoro degli impedimenti concreti affinché il lavoratore sia in grado svolgere i propri compiti al meglio, riuscendo non solo sul piano esecutivo ma anche su quello sociale e relazionale. Quest'ultimo fattore, infatti, risulta essenziale per il proprio benessere lavorativo, che si traduce in generale in una buona qualità della vita.

La letteratura (Adamou, et al. 2013) attesta che gli ostacoli si presentano già nella fase di candidatura per un eventuale impiego, poiché già nella ricerca queste persone risultano disorganizzate e incostanti con difficoltà a entrare in contatto con le varie realtà di assunzione, per esempio quando si tratta di adempimenti burocratici o ripetitivi come la stesura del CV o compilare svariati questionari. Durante la fase del colloquio invece, uno dei problemi principali è quello della *disclosure*, ovvero se

comunicare o meno la propria condizione neurodivergente, soprattutto perché molti datori di lavoro hanno una scarsa conoscenza dell'ADHD e temono che possa essere un ostacolo insormontabile, conducendo frequentemente all'esclusione del candidato. Purtroppo, però anche ricoprendo una posizione lavorativa gli ostacoli persistono e tendono a cronicizzarsi. Uno studio (Fuermaier, et al. 2021) ha riportato che gli adulti con ADHD presentano come problema più frequente la difficoltà a lavorare secondo il proprio potenziale e standard personali (difficoltà riportata dal 69% del campione clinico), per cui i risultati non rispecchiano mai l'effettivo potenziale d'azione dell'individuo, generando scoraggiamento e frustrazione. Altre difficoltà lamentate sono l'inefficienza operativa (55%), le relazioni tra colleghi e supervisori e il lavoro di squadra, che presenta spesso difficoltà dinamiche e conflitti. Alla dimensione strettamente cognitiva si affianca anche quella emotivo-relazionale. La disregolazione emotiva è caratterizzata da elevata reattività fisica, bassa tolleranza alla frustrazione e marcata vulnerabilità nei contesti lavorativi, e compromette la gestione dei feedback aziendali e la cooperazione all'interno dei gruppi di lavoro. L'interpretazione difensiva delle critiche costruttive o il timore del giudizio altrui alimentano ansia da prestazione, condotte di evitamento o isolamento sociale, ostacolando un'integrazione serena nell'ambiente organizzativo (Chan e Langberg 2024). Un dato controintuitivo emerso dall'indagine di Fuermaier et al. (2021) constata che i problemi come l'essere licenziati, la cattiva condotta nelle presenze o le valutazioni negative delle presentazioni sono risultati meno frequenti rispetto alla fatica percepita dal lavoratore stesso. Durante l'esperimento è stato sottoposto a un sottogruppo di pazienti con ADHD un test neuropsicologico per misurare attenzione, memoria di lavoro e funzioni esecutive, test che tradizionalmente vengono usati per misurare la capacità cognitiva ottimale in un ambiente privo di distrazioni. Sorprendentemente le prestazioni nei test cognitivi oggettivi, come test di velocità o memoria in laboratorio non si sono rivelate buoni predittori del funzionamento reale sul posto di lavoro. Questo suggerisce che il successo lavorativo dipenda più dalla capacità di perseguire processi mentali (misurata tramite l'autovalutazione) che dall'efficienza pura dei processi mentali di base misurata dai test.

2.2 BCI, *Neurofeedback* e AI come strumenti di abilitazione lavorativa per l'ADHD

Fino ad ora si è constatato che l'integrazione lavorativa dell'adulto con ADHD è fortemente condizionata dal divario tra potenziale individualizzato ed effettiva prestazione personale. Tale scarto necessiterebbe di strumenti d'intervento e di monitoraggio capaci di operare direttamente sull'autoregolazione e sullo stato neurofunzionale del lavoratore durante lo svolgimento delle sue mansioni. A tal proposito, questa tesi intende proporre un'analisi di un ipotetico modello di lavoro neuro-adattivo, esplorandone i potenziali benefici e le criticità etico-applicative. Il modello teorizzato si fonderebbe su un sistema di BCI passiva (p-BCI) integrato a un *Large Language Model* (LLM)

basato su un'architettura *Transformer* (Generative p-BCI-AI) (Ye, et al. 2025, Chen 2024). Nello specifico la BCI passiva misurerebbe lo stato neurobiologico dell'utente con ADHD, come il carico cognitivo, l'*arousal* o l'inattenzione, mentre un modulo di neurofeedback periferico discreto supporterebbe l'autoregolazione del soggetto in modo non distruttivo, attraverso leggeri stimoli tattili (es. micro-vibrazioni aptiche sugli indossabili) o variazioni cromatiche ambientali a bassa intensità, evitando volutamente segnali acustici o notifiche invasive che rischierebbero di sovraccaricare la memoria di lavoro o interrompere l'iperfocus dell'utente con ADHD. L'LLM poi interverrebbe sul contenuto, la forma e la struttura del lavoro adattando la complessità testuale, le priorità e l'interfaccia. Nel complesso si otterrebbe un ecosistema di lavoro intelligente in grado di scomporre task passo per passo, un *prompting* adattivo e *workflow automation* in grado di prevenire il *burnout* (Turjeman-Levi, Itzhakov e Engel-Yeger 2024). Questo concetto viene riassunto dal termine *Job Crafting*, ovvero adottare varie strategie per rendere il contesto lavorativo coerente con il funzionamento neurobiologico della persona, in questo caso con ADHD (Tims, Twemlow e Fong 2022). Inoltre, è integrata anche la disciplina della neuroergonomia, la disciplina che unisce le neuroscienze, l'ergonomia e la psicologia per capire come il cervello e il comportamento umano si relazionano ai contesti di lavoro, alle tecnologie e agli ambienti quotidiani (Ayaz e Dehaies 2021). Nelle sezioni successive si analizzerà come questo modello ipotetico possa favorire l'integrazione lavorativa degli adulti con ADHD, illustrandone i potenziali benefici pratici ma esaminandone anche le criticità e i limiti applicativi.

2.2.1 Compensazione dei deficit esecutivi: pBCI e LLM a supporto della memoria di lavoro e dell'attenzione

Per compensare le difficoltà nelle funzioni esecutive, come la gestione del tempo e l'organizzazione, si possono implementare diverse strategie. Innanzitutto, la scomposizione dei compiti in task più brevi e semplici (*Chunking* automatico) potrebbe aiutare enormemente a ridurre il senso di sopraffazione e di "paralisi da analisi" facilitando l'inizio del compito: quando la pBCI rileva un picco di frequenze theta/alpha, che segnalano sovraccarico cognitivo, durante la lettura, l'LLM intercetta il testo a schermo in tempo reale, lo riassume visivamente sull'interfaccia a schermo del dispositivo di lavoro, generando mappe concettuali o in elenchi puntati a basso carico visivo. In questo modo la richiesta principale verrebbe scomposta in una sequenza di micro azioni riducendo drasticamente il carico sulla memoria di lavoro e permettendo al lavoratore di sbloccare l'azione. Per contrastare la procrastinazione e la *Time Blindness*, per cui il soggetto fatica a percepire il trascorrere del tempo, il software rilevarebbe quando la persona è in uno stato di distrazione senza produrre output per un tempo prolungato e invierebbe notifiche di supporto ("*gentle nudges*") non a intervalli fissi, ma esattamente nel momento in cui rileva che il cervello sta scivolando nella distrazione. Per esempio,

può aprire una finestra di chat con una domanda a bassissimo sforzo, che ha come obiettivo di abbassare la soglia dopaminergica necessaria per iniziare il compito in maniera non intrusiva. Non si tratta però un allarme, essendo che questo aumenterebbe il senso di colpa nel lavoratore (Shah, et al. 2025).

2.2.2 Modelli di lavoro neuroadattivi: personalizzazione dei workflow e riduzione del carico emotivo.

Per creare nel complesso un ambiente lavorativo flessibile che prevenga *burnout*, un'altra soluzione potrebbe essere un adattamento dinamico della giornata, poiché a livello sistemico, la rigidità delle otto ore lavorative tradizionali contrasta con il funzionamento clinico dell'ADHD (Turjeman-Levi, Itzhakov e Engel-Yeger 2024). Un sistema di IA generativa basata su Transformer integrato con la pBCI e il calendario aziendale potrebbe stimare la durata reale dei task analizzando lo storico dell'utente e lo stato di affaticamento attuale. Procederebbe poi con la riscrittura del calendario in base all'effettivo tempo impiegato dal lavoratore per completare un certo tipo di compito (per esempio 45 minuti invece di 20) e il software riprogramma automaticamente i compiti successivi avvisando il sistema evitando ritardi e accumulo di stress. I ritmi aziendali, dunque, vengono ricalibrati in base a specifiche esigenze, per esempio, silenziando le comunicazioni di gruppo durante lo stato di flusso e suggerendo micro-pause prima che si verifichi l'affaticamento cognitivo. In generale è molto utile per le persone con ADHD il ricevere regolarmente feedback e comunicazioni chiare sul proprio lavoro per ridurre l'ambiguità che spesso genera ansia, ma grazie a questi nuovi strumenti non dovrebbe più il manager a dover controllare costantemente il dipendente (fatto che può generare disagio), bensì sarebbe l'infrastruttura AI-BCI che fornirebbe direttamente alla persona il supporto necessario, restituendo al lavoratore piena autonomia, dignità e autoefficacia (Sharabi, et al. 2026). Questa integrazione di strumenti è ottima, anche perché dal punto di vista della psicologia del lavoro, diventerebbe possibile trasformare in risorsa uno degli aspetti più caratterizzanti dell'ADHD, ovvero l'iper-focus. Questo stato permette il raggiungimento di livelli di concentrazione profonda, intensa e prolungata su un'attività specifica portando a livelli di produttività eccezionali dovuti alla totale immersione nel compito. Tuttavia, in assenza di una guida strutturata, l'iper-focus rischia di canalizzarsi su attività non prioritarie, determinando una successiva fase di decompressione in cui le energie cognitive e l'efficienza del lavoratore si riducono al minimo. L'introduzione di *framework* come la metodologia Agile/Scrum agirebbe da impalcatura decisionale (*scaffolding*): articolando il flusso di lavoro in micro-obiettivi gerarchicamente ordinati, essa incanalerebbe l'iper-focus esattamente sulle mansioni di priorità immediata (Schwaber e Sutherland 2020).

In questo scenario applicativo, il punto d'incontro tra il monitoraggio neurofisiologico fornito dalle BCI e la struttura organizzativa propria delle metodologie Agile/Scrum risiede nella *Gamification* (Detering, et al. 2011). Convertendo i parametri di attenzione e autoregolazione tracciati in tempo reale dalla BCI in indicatori visivi di progresso, come barre di avanzamento, micro-traguardi e feedback di completamento, il flusso di lavoro viene arricchito di gratificazioni dopaminergiche immediate (Sailer, et al. 2017). Come evidenziato dalla recente letteratura (Kohnen, Mavromoustakos-Blom e Alimardani 2025), l'integrazione di componenti ludiche ed elementi interattivi nei sistemi BCI migliora significativamente l'engagement dell'utente, ottimizza la curva di apprendimento e riduce la monotonia del compito. Applicata al contesto lavorativo, tale dinamica risponderebbe direttamente al bisogno di ricompensa a breve termine tipico della neurodivergenza (Ryan e Deci 2000), trasformando la gestione dell'attenzione e la canalizzazione dell'iper-focus in un'esperienza d'uso funzionale, sostenibile e priva di sovraccarico ansioso.

2.3 Panorama tecnologico e wearable per l'ambiente aziendale

La trasposizione dei modelli neuroadattivi dal laboratorio all'ambiente organizzativo richiede un'infrastruttura hardware capace di coniugare il rigore nella rilevazione del segnale EEG con un'elevata adattabilità e sostenibilità d'uso (Palumbo, et al. 2024). Negli ultimi anni la ricerca applicata e il mercato delle nuove neurotecnologie hanno assistito a un fondamentale cambio di paradigma: dai tradizionali caschi clinici ad alta densità di elettrodi a gel verso dispositivi leggeri a sensori a secco (dry-EEG) integrati in wearable di consumo (Zhang, et al. 2025). Nel contesto dell'inclusione lavorativa di dipendenti con ADHD, la scelta del *form-factor* (scelta del design fisico di un dispositivo elettronico o di un componente hardware) non rappresenta un mero dettaglio tecnico, bensì una variabile psicosociale critica: l'hardware deve risultare discreto, privo di connotazioni medicalizzanti e socialmente accettabile per ridurre al minimo lo stigma nell'ambiente d'ufficio (Pinjatela 2024).

2.3.1 Analisi dei device aziendali esistenti

Sul piano dell'architettura hardware, i dispositivi commerciali ad oggi disponibili per il contesto aziendale si articolano principalmente in due categorie: cuffie *over-ear* con elettrodi integrati e fasce e corone da testa.

Le cuffie *over-ear* con elettrodi integrati rappresentano una delle soluzioni più promettenti per il contesto d'ufficio e di smartworking (Mirkovic, et al. 2016). Esteticamente indistinguibili da tradizionali cuffie ad alta fedeltà con cancellazione del rumore, questi wearable integrano elettrodi in tessuto conduttivo all'interno dei padiglioni auricolari. Questa configurazione garantisce un'elevata aderenza, consentendo al lavoratore di beneficiare del tracciamento passivo della sua attività

cerebrale, senza che questo interferisca con la sua normale attività lavorativa. Un esempio di cuffia *over-ear* è Neurable MW75 Neuro; si tratta di vere e proprie cuffie, che forniscono informazioni in tempo reale sui livelli di concentrazione e carico cognitivo, suggerendo pause intelligenti per prevenire il burnout (Alcaide, et al. 2021, R. Alcaide 2025).

Le fasce e le corone da testa sono invece caratterizzate da una struttura leggera ad archetti o corone regolabili con elettrodi a secco collocati prevalentemente sulle regioni frontali, parietali e temporali. Sono progettati in modo specifico per *knowledge worker* e sviluppatori di software e si distinguono per la capacità di campionare il segnale EEG su più canali contemporaneamente, consentendo il calcolo istantaneo di vari indici cognitivi. Oggi in commercio ci sono prodotti come *Neurocity Crown* (Lewis, et al. 2024) ed *Emotiv Insight/Epoc* (Stytsenko, Jablonskis e Prahm 2011, Williams, et al. 2020) che consentono appunto il miglioramento dell'autoregolazione senza l'interruzione di flusso, la riduzione dello sforzo compensatorio e della fatica cognitiva. Infine, la discrezione del segnale permette l'accettabilità del dispositivo sul posto di lavoro, in quanto non interrompe l'iper-focus utile e non espone l'utente al giudizio dei colleghi (Schuenke, Dickenson e Moore 2025, Pinjatela 2024). C'è da specificare però che questi strumenti non sono considerati un presidio medico certificato per l'ADHD, ma sono usati solo come strumenti di tracciamento BCI/EEG di qualità, in quanto, trattandosi di dispositivi a secco, la qualità del segnale registrato non è così pulita, forte e stabile come il dispositivo medico tradizionale con gli elettrodi a gel (Duvina, et al. 2013).

2.3.2 Tecnologie emergenti: Ear-EEG, fruibilità e integrazione nei contesti d'ufficio

I wearable da testa rappresentano la prima generazione di dispositivi commerciali per la BCI passiva, ma la neuro-ergonomia avanzata sta sviluppando dispositivi ancora più discreti e integrati nella quotidianità. Tra le soluzioni emergenti di maggiore interesse è quella delle *ear-EEG*, ovvero la rilevazione dei segnali elettroencefalografici direttamente dall'interno del canale uditivo mediante auricolari *in-ear* (Juez, et al. 2024). Questo auricolare è sia sensore che attuatore, quindi quando la BCI rileva un calo attentivo, l'auricolare non invia una notifica testuale, ma per esempio può modificare impercettibilmente la frequenza audio in background (stimolazione ritmica, *pink/white noise*).

In un'ipotetica proposta integrata, l'auricolare *in-ear* può agire come perno per creare un ecosistema di supporto neuro-ergonomico completo: nell'attivazione delle risposte ambientali e corporee, oltre all'audio adattivo, può aggiungere il collegamento con dispositivi di tracciamento biometrico dello stress (tVNS e HRV) (Gorgan, Ștefănuț e Gorgan 2026) oppure smartwatch e timer visivi contro la "cecità temporale" (Finn, et al. 2015) esistono già in commercio orologi intelligenti focalizzati sul trattamento dell'ADHD come *WatchMinder* e *Revibe* oppure timer fisici ad alto contrasto come il

Time Timer). Nel primo caso se l'interfaccia rileva un picco di stress fisiologico, il sistema suggerisce una microstimolazione del tono vagale (tVNS) (Yildiz, et al. 2024, Liu e Li 2026) o un pattern di respirazione guidata. Questo aiuterebbe a ridurre l'ansia da prestazione e il *burnout* emotivo agendo sulla regolazione dell'*arousal*. Nel secondo caso, invece, si agirebbe tramite l'invio di *feedback* aptico e timer visivi, per cui la BCI trasmette il dato di concentrazione allo smartwatch o ai dispositivi al polso (evoluzioni di *WatchMinder* o *Revibe*), che a loro volta generano una vibrazione discreta sul polso (Whitmore, et al. 2024, Alalsultan Alghory 2025). In questo modo la postazione di lavoro si trasformerebbe in un ambiente neuro-adattivo capace di sostenere la persona nella sua totalità psicofisiologica. In questo capitolo, dunque, sono state analizzate le manifestazioni cliniche dell'ADHD nell'adulto, e perché questo disturbo risulta essere un problema nei contesti lavorativi e organizzativi. Successivamente, è stato proposto un ipotetico modello applicativo di abilitazione lavorativa, fondato sull'integrazione tra BCI passive e Intelligenza artificiale generativa. L'obiettivo sarebbe quello di agevolare lo svolgimento delle funzioni esecutive, tipiche di un contesto aziendale, anche a persone con ADHD. Infine, il capitolo analizza il panorama tecnologico attuale, sia i modelli già in commercio che quelli ancora in fase di sviluppo, esaminando la transizione dai dispositivi da laboratorio ai wearable di consumo a secco (dry-EEG), scelti per ridurre lo stigma organizzativo e favorire la fruibilità. Il capitolo successivo, invece, intende esaminare criticamente i vincoli materiali, etici e giuridici che emergono dal trasferimento di tali neurotecnologie dal laboratorio all'ambiente d'ufficio reale.

Capitolo 3: Neuroetica, sicurezza e neurodiritti: i limiti e le responsabilità dell'inclusione tecnologica

Inevitabilmente, a questa proposta applicativa è necessario anche affiancare le limitazioni che un modello così innovativo può presentare. Le criticità si presentano sia in ambito tecnico che etico-sociale, infatti, l'introduzione delle BCI non è una mera transizione tecnologica, ma una trasformazione dei processi psicosociali di lavoro. Se da un lato offrono inclusione per le persone neurodivergenti, dall'altro introducono barriere materiali e sollecitazioni etiche che rischiano di invalidare i benefici teorici (Coin, Mulder e Dubljević 2020). Il passaggio dei dispositivi neurotecnologici dagli ambienti controllati del laboratorio ai contesti reali dell'ufficio impone un ridimensionamento metodologico: oltre alle differenze fisiologiche interindividuali, bisogna tenere conto anche dei diversi sistemi valoriali e di come potrebbero percepire e relazionarsi a questo nuovo strumento. Di questo si occupa la bioetica (Reich 1995), disciplina che studia l'impatto delle innovazioni scientifiche sulla condotta umana, bilanciando il progresso tecnologico con la tutela della dignità, dell'autonomia e dei diritti fondamentali della persona. Nel contesto delle neurotecnologie e delle BCI, il campo della bioetica si articola specificatamente nella neuroetica (Roskies 2002), la quale esamina le implicazioni etico-sociali legate al monitoraggio e alla regolazione dell'attività cerebrale sul lavoro (Illes e Bird 2006).

3.1 Criticità applicative delle BCI: limiti tecnici, fruibilità e affaticamento cognitivo

L'adozione di wearable e di tecnologie di BCI passive nei contesti aziendali non si riduce a un semplice aggiornamento tecnologico, ma costituisce un fenomeno più complesso. Affinché il sistema BCI sia ritenuto valido, oltre all'accuratezza dell'algoritmo di decodifica, deve tenere conto anche della sua capacità di integrarsi in un ambiente di lavoro dinamico, caratterizzato da interazioni sociali, variabilità psicofisiologica e vincoli ambientali. In questa prospettiva le BCI hanno ancora margine di crescita, dato che fino ad ora le sfide applicative si possono raggruppare principalmente su due livelli: il mantenimento della fedeltà del segnale nel contesto reale e la gestione della dinamicità e dell'instabilità del segnale elettro-encefalico (Nakshatra 2025).

Sebbene l'adozione di wearable a secco (*dry-EEG*) o interfacce auricolari garantiscano un'elevata fruibilità e un ridotto impatto estetico, essi presentano intrinseci limiti di fedeltà nella registrazione, riconducibili principalmente al basso rapporto segnale-rumore (*Signal-to-Noise Ratio* – SNR) che li rende molto più vulnerabili alle interferenze elettroniche e al rumore circostante. Per quanto riguarda il SNR nelle BCI non-invasive la qualità del segnale è intrinsecamente problematica per ragioni

biofisiche e tecnologiche (Maiseli, et al. 2023). Questo, infatti, può provocare un'attenuazione o una distorsione anatomica del segnale elettrico proveniente dai neuroni corticali: prima di raggiungere gli elettrodi posizionati sullo scalpo, essi devono attraversare diverse barriere biologiche come meningi, il fluido cerebrospinale e le ossa del cranio, che provocano un estremo indebolimento del segnale elettrico (misurato in microvolt) e il tutto si traduce in una risoluzione spaziale limitata e in un basso rapporto segnale-rumore (Mouazen e El Bouyed 2025).

Il rumore che interferisce con le bande di frequenza di interesse per la BCI è generato da artefatti sia fisiologici che ambientali, e derivano da attività biologiche dell'utente stesso o dal luogo in cui si trova. Gli artefatti fisiologici (Khan, et al. 2024) possono essere di tipo muscolare, oculare (Fatourechi, et al. 2007) o cardiaco (Rashmi e Shantala 2022). Derivano dalla contrazione o dallo stiramento dei muscoli facciali e del collo, dal battito delle ciglia o dai movimenti oculari, e infine la pulsazione dei vasi sanguigni può essere assimilata alle onde cerebrali. A loro si affiancano gli artefatti ambientali, che sono invece disturbi estrinseci, provenienti da fattori esterni e sono generalmente più semplici da isolare rispetto a quelli fisiologici, poiché presentano bande di frequenza ben delimitate. Alcuni tra questi casi possono essere le interferenze elettromagnetiche, gli artefatti strumentali (Khan, et al. 2024) e la conduzione di volume (*Volume Conduction*), un artefatto tecnico legato alla coerenza dei segnali tra i diversi canali quando si osserva l'attività cerebrale su più elettrodi contemporaneamente (Jiang, Bian e Tian 2019).

Altre limitazioni di natura temporale o individuale possono essere la non-stazionarietà del segnale e la variabilità inter-soggetto (Saha e Baumert 2020). La prima è causata dall'instabilità del segnale cerebrale nel tempo, per cui le risposte EEG cambiano continuamente a causa di fluttuazioni dello stato mentale dell'utente (affaticamento o disattenzione) (Krumpe, et al. 2017). Questo altera l'aspetto dei segnali di target, portando al fallimento dei classificatori. La variabilità inter-soggetto poi, evidenzia come i pattern neurali differiscano profondamente da persona a persona. Anche quando un algoritmo è pre-addestrato su una determinata popolazione, se questa è neurotipica, l'AI rischia di introdurre un bias algoritmico verso i pattern neurali atipici caratteristici dell'ADHD, con conseguenti errori di interpretazione dello stato di attenzione dell'utente, etichettandoli come anomalie o malfunzionamenti (Brandsen, et al. 2024). Infatti, anche i modelli neuro-adattivi più avanzati faticano a tracciare in tempo reale il *Covariate Shift* (fenomeno in cui la distribuzione statistica dei dati di input cambia tra la fase di addestramento di un modello di *machine learning* e la fase di utilizzo reale) dettato dal decadimento farmacologico o dalla fatica cumulativa nel corso della giornata lavorativa (Saha e Baumert 2020, Li, et al. 2021). In questa direzione ci sono studi emergenti che stanno

lavorando all'inclusione di popolazioni neurodivergenti per l'addestramento delle intelligenze artificiali (Yao, Chen e Wang 2025).

Se poi guardiamo al *form-factor*, e l'elaborazione dei dati avviene *on-device*, i limiti possono essere di tipo computazionale: per evitare il surriscaldamento e preservare la batteria, gli algoritmi devono essere semplificati (*pruning* o *quantization*), riducendo la precisione del sistema e aumentando i falsi positivi. Infine, l'elaborazione locale continua e la cifratura in tempo reale generano un elevato consumo energetico e una significativa dissipazione termica (Mezzina, Annesse e De Venuto 2021). La necessità di batterie più capienti aumenta il peso e l'ingombro del *wearable*, mentre il calore prodotto dal chip durante l'uso prolungato introduce una severa frizione sensoriale. Nei soggetti con ADHD, frequentemente caratterizzati da ipersensibilità tattile o sensoriale, tali fattori di discomfort estetico e fisico, unitamente alla necessità di ricariche frequenti, rischiano di tradursi in un rapido abbandono della tecnologia (Deshmukh 2025).

3.2 Protezione dei dati neurali in ambito aziendale

L'uso di dispositivi in grado di raccogliere l'attività cerebrale comporta la necessità di definire la natura giuridica delle informazioni trattate. Innanzitutto, è necessario distinguere nel processo di decodifica BCI i dati neurali dai dati mentali: i primi riguardano il funzionamento e la struttura biologica del cervello, mentre i secondi registrano gli stati cognitivi ed emotivi dell'individuo (Gatt, et al. 2022). In merito a ciò, l'attuale regolamento europeo (GDPR) definisce che i dati neurali sono pienamente qualificati alla tutela speciale ex Art. 9 GDPR, basata sul consenso esplicito dell'interessato, essendo pienamente qualificati come dati relativi alla salute. I dati mentali rilevati dal dispositivo di consumo, al contrario, creano una lacuna normativa: possono essere tutelati dall'Art. 9 solo laddove rilevino opinioni politiche, orientamenti sessuali o convinzioni religiose dell'utente (Di Tano 2025, RGPD 2018). Infine, è rilevante anche l'intrinseca asimmetria di potere presente nel contesto organizzativo: il monitoraggio del segnale rischia di trasformare la misurazione della prestazione in una sorveglianza neuro-cognitiva continua (Panopticon digitale), violando la sfera della riservatezza del lavoratore.

3.2.1 Sicurezza, vulnerabilità e Brain-Hacking

L'elaborazione dei dati neurofisiologici in ambiente aziendale spalanca scenari critici legati alla *cybersecurity* e alla salvaguardia dell'integrità psichica del lavoratore. A differenza delle tradizionali biometrie, come l'impronta digitale o il riconoscimento facciale, il dato EEG non è un semplice codice identificativo statico, ma costituisce una finestra dinamica sui processi cognitivi, emotivi e inconsci dell'individuo (Ienca e Haselager 2016). Al segnale cerebrale grezzo è possibile correlare tali dati mentali, capaci di rilevare preferenze implicite, stati di salute mentale e reazioni emotive non

filtrate. In un'architettura integrata dove BCI e LLM lavorano in sinergia su infrastrutture cloud aziendali, emergono due livelli di minaccia alla riservatezza dell'utente: gli attacchi informatici diretti e la profilazione implicita.

Il *Brian-Hacking* (Ienca e Haselager 2016) si definisce come l'accesso non autorizzato, l'intercettazione o la manipolazione del flusso di dati neurali lungo il ciclo di acquisizione BCI. Per esempio, i *Side-Channel Attacks* e i *Subliminal Probe Attacks* permettono a una persona di registrare risposte neurofisiologiche implicite (come il potenziale evocato P300) mediante la presentazione di stimoli visivi subliminali. Tale meccanismo consente di estrarre dall'utente reazioni di familiarità a luoghi, immagini o parole chiave, deducendo dati altamente riservati senza che il lavoratore ne sia consapevole (Martinovic, et al. 2012). Parallelamente, la manipolazione dell'output e gli attacchi *denial of service* (DoS) o di *Data Injection* possono alterare la classificazione algoritmica, traducendo uno stato di concentrazione in comandi errati che incrementano il sovraccarico cognitivo (Bernal, et al. 2019). A tal proposito, l'integrità fisiologica e cognitiva del lavoratore è messa a rischio anche laddove si impiegano BCI *closed-loop* dotate di neurostimolazione, volte a favorire la concentrazione o diminuire la fatica mentale. Infatti, l'alterazione malevola della frequenza, dell'intensità o della durata della stimolazione elettrica può provocare emicranie, alterazione dell'umore o interferenze severe nei processi di autoregolazione delle funzioni esecutive (Parraga Pérez 2026, Bernal, et al. 2019). C'è da fare poi la distinzione se i dati transitano su un'architettura *Cloud* (Server non locale) oppure *on device* (locale), il che ne definisce il livello di minaccia. La centralizzazione del dato neurale espone il dispositivo a una maggiore superficie d'attacco, mentre con l'elaborazione decentralizzata e locale si riduce la vulnerabilità di rete, ma si sposta il rischio di attacchi fisici sul canale laterale (*Side-Channel Attacks*).

3.2.2 Neurodiritti e tutela della diversità nei luoghi di lavoro

L'introduzione delle neurotecnologie nei contesti organizzativi e negli ambienti d'ufficio reali impone un ridimensionamento metodologico rispetto alle prestazioni ottimali registrate in ambiente da laboratorio, poiché oltre alle differenze fisiologiche interindividuali, bisogna tenere conto anche dei diversi sistemi valoriali e di come potrebbero percepire e relazionarsi a questo nuovo strumento. Di questo si occupa la bioetica (Reich 1995), disciplina che studia l'impatto delle innovazioni scientifiche sulla condotta umana, bilanciando il progresso tecnologico con la tutela della dignità, dell'autonomia e dei diritti fondamentali della persona. Nel contesto delle neurotecnologie e delle BCI, il campo della bioetica si articola specificatamente nella neuroetica (Roskies 2002), la quale esamina le implicazioni etico-sociali legate al monitoraggio e alla regolazione dell'attività cerebrale sul lavoro (Illes e Bird 2006).

Per colmare i limiti delle normative attuali (tra cui l'Art. 9 menzionato precedentemente), che regolano solo le manifestazioni esterne e i dati post-cognitivi anziché i processi di pensiero originari, studiosi e istituzioni promuovono un quadro specifico di neurodiritti applicabili al lavoro (Di Tano 2025, Parraga Pérez 2026, Ligthart, et al. 2023). Per prima viene menzionata la libertà cognitiva, ovvero il diritto all'autodeterminazione mentale che protegge il lavoratore da monitoraggi e inferenze neurali coercitive o manipolative. Nel caso di strumenti predittivi che deducono un'azione prima che l'intenzione emerga alla coscienza (veto pre-cognitivo), questo diritto esige che il lavoratore mantenga il pieno controllo deliberativo e cosciente. La Privacy Mentale è la garanzia che i dati cerebrali del lavoratore non possano essere raccolti, analizzati o ceduti a terzi senza un consenso esplicito, libero e continuamente revocabile. Nel contesto lavorativo, quindi, impedisce che le organizzazioni usino gli indici neurali per eventuali valutazioni di performance, selezioni di personale o decisioni su promozioni e licenziamenti. Il diritto all'integrità mentale, invece, protegge la mente e il cervello da alterazioni malevole, hacking o manipolazioni non autorizzate dell'attività neurale. Infine, il diritto alla continuità psicologica tutela l'identità personale e la percezione del sé da alterazioni involontarie causate dall'interazione prolungata con dispositivi neurotecnologici, come preferenze, gli stati affettivi o la personalità (Ienca e Adorno 2017). A questo proposito, il Comitato Europeo per la protezione dei dati (EDPB) e il Garante per la Protezione dei Dati Personali italiano ha fermamente ribadito che il consenso del dipendente al trattamento dei suoi dati neurali non costituisce, di regola, un valido presupposto giuridico a causa dell'asimmetria del rapporto lavorativo, richiedendo ulteriori criteri rigorosi di necessità, proporzionalità affiancati da basi legali pubbliche o da accordi collettivi di tutela (GDPR 2005).

Per concludere dunque, la tutela della neurodiversità nei luoghi di lavoro non può prescindere da una regolamentazione che integra i neurodiritti nella cultura organizzativa. Le BCI devono configurarsi come strumenti di supporto personalizzato e di empowerment della persona, mantenendola come unica ed esclusiva proprietaria della propria dimensione mentale.

3.3 Rischio di tecno-medicalizzazione: BCI come strumento di adattamento o di normalizzazione sociale?

Oltre alle sfide strettamente computazionali, cliniche e legali, la gestione della variabilità del segnale impone una riflessione di matrice costruzionista sulla natura stessa dei dati prodotti dalle BCI in azienda. Il presupposto principale del costruzionismo (Gergen 1999), infatti, è che le realtà psicologiche e categorie diagnostiche non sono realtà biologiche, oggettive e presenti, bensì costrutti sociali generati dai discorsi culturali, dalle pratiche istituzionali e in questo caso anche dagli strumenti tecnologici che ci circondano (Gergen 1985). Se prendiamo questi elementi come dati di fatto e “leggi

naturali”, il rischio è la categorizzazione della divergenza dalla norma come un deficit individuale da normalizzare o correggere. Si innesca così un processo di tecno-medicalizzazione del luogo di lavoro, in cui il confine tra tratto neurodivergente (come l’ADHD) e incapacità produttiva viene tracciato da un software. Tale prospettiva è particolarmente rilevante all’interno della cornice ideologica del capitalismo neoliberale, che si fonda sulla massimizzazione della produttività. Come evidenziato dalla critica sulla *neuro-governamentalità* (Rose 2007, Fisher 2009) la razionalità aziendale tende a trasformare il disagio, la stanchezza o la disattenzione in responsabilità esclusivamente individuali. Il potere organizzativo non si manifesta più attraverso forme dirette o coercitive di top-down, ma mediante la promozione di un meccanismo interiorizzato, in cui il lavoratore è sollecitato di farsi carico dell’ottimizzazione e dell’autoregolazione del proprio sostrato cerebrale. Quando la BCI viene introdotta nel contesto lavorativo, la presenza stessa del monitoraggio, anche se protetto, modifica la relazione che il soggetto intrattiene con i propri stati mentali, creando una nuova forma di identità narrativa del lavoratore. Va evidenziato dunque che la tecnologia non è mai uno strumento neutro, ma il suo significato è strettamente legato al contesto nel quale viene introdotta.

Perciò per evitare che la tecnologia diventi una soluzione tampone, orientata a conformare l’individuo al sistema, si possono affiancare pratiche di Universal Design (Oliver 2013) che coinvolgono l’intero ambiente aziendale, mettendo a disposizione spazi di lavoro silenziosi, feedback chiari e flessibilità organizzativa, che migliorano il benessere di tutti i dipendenti, indipendentemente da specifiche condizioni dei singoli. Questo sistema attribuisce alla tecnologia il ruolo di amplificatrice di autonomia personalizzabile che promuove il riconoscimento della dignità intrinseca della persona, indipendentemente dalla sua produttività. A causa dell’asimmetria datore di lavoro – dipendente, invece di promuovere un’accettazione condizionata dell’uso delle BCI (Zuboff 2019), si predispone già in partenza un ambiente pronto ad accogliere la neurodiversità, in modo tale che la scelta di usare le BCI sia arbitraria ma non coatta. Questo concetto è ampiamente esplorato nel recente articolo di Westover (Westover 2026), ancora in fase di review, nel quale propone una profonda riconcettualizzazione del lavoro stesso, integrando l’*Universal Design* all’approccio di “*Individualized accommodation*”; gli accomodamenti *ad personam* devono avvenire in un ambiente lavorativo pensato a beneficio di tutto il personale. Secondo tale prospettiva, infatti, l’organizzazione dovrebbe rendere disponibili e disegnare le tecnologie per tutti i lavoratori, neurodivergenti e non, con possibilità però di adattamento alle necessità psicofisiologiche specifiche delle persone con ADHD. Una pratica analogia potrebbe essere l’uso del cellulare aziendale, che viene fornito di default a tutti i dipendenti, ma individualmente ciascun lavoratore può personalizzarne le funzionalità. Per esempio, se qualcuno ha problemi di vista può modificare l’ingrandimento del testo o il contrasto dei colori, senza dover richiedere formali autorizzazioni esterne. L’approccio risulta particolarmente

efficace non solo per ovviare al problema della *disclosure*, ma anche per la limitazione della patologizzazione del deficit, data la complessità diagnostica dell'ADHD e la sua frequente comorbidità con altri quadri clinici come ansia e depressione (Bogdańska-Chomczyk, Majewski e Kozłowska, 2025).

In conclusione, il superamento della dicotomia tra tecnologie BCI ed Universal Design risiede nel loro inserimento all'interno di un modello a infrastruttura integrata a due livelli. L'Universal Design costituisce la cornice primaria e imprescindibile, facendosi carico della ristrutturazione strutturale dei tempi, degli spazi e dei flussi di lavoro per accogliere la neurodiversità di default. In questo contesto già accessibile, la BCI cessa di agire come dispositivo di tecno-medicalizzazione o di normalizzazione del deficit, riconfigurandosi come uno strumento di personalizzazione di secondo livello, opzionale e a uso strettamente privato. La BCI non serve più a costringere il cervello del lavoratore a adattarsi all'organizzazione, ma diventa lo strumento con cui il lavoratore modula in autonomia l'ecosistema aziendale sulle proprie specifiche esigenze neurofisiologiche (Westover 2026).

Conclusione

Questo lavoro di tesi ha voluto analizzare le *Brain-Computer Interface* e i sistemi neuroadattivi non più soltanto come presidi medici o strumenti da laboratorio, ma come un'innovativa frontiera applicativa per la creazione di ambienti lavorativi realmente inclusivi e neuro-consapevoli. Focalizzandosi sull'adulto con ADHD, si è dimostrato come le principali criticità organizzative non debbano essere considerate limiti individuali insormontabili, ma l'esito di un disallineamento tra il funzionamento neurobiologico della persona e la rigidità dei modelli aziendali tradizionali.

Nel corso del lavoro è stato teorizzato e analizzato un modello ipotetico di abilitazione lavorativa fondato sull'integrazione sinergica tra *passive* BCI (p-BCI) e Intelligenza Artificiale generativa (*Transformer* e *Brain-Foundation Models*) e moduli di neurofeedback. L'analisi condotta evidenzia come un simile ecosistema tecnologico possa agire in tempo reale da vera e propria impalcatura decisionale (*scaffolding*), a supporto delle funzioni esecutive. La p-BCI e i wearable di nuova generazione permettono il tracciamento non invasivo degli stati di attenzione, stress e carico mentale direttamente nel contesto d'ufficio. L'AI generativa, invece, è in grado di intervenire in tempo reale per ristrutturare i flussi di lavoro, scomporre compiti complessi (*chunking*), inviare solleciti discreti (*gentle nudges*) per contrastare la procrastinazione e valorizzare stati cognitivi complessi come l'iperfocus, proteggendo al contempo il lavoratore dal rischio di *burnout*.

Ancora più rilevanti sono le implicazioni etiche, giuridiche e sociologiche analizzate. L'introduzione di strumenti capaci di rilevare l'attività cerebrale sul posto di lavoro comporta il concreto pericolo di una sorveglianza neuro-cognitiva continua, dell'esposizione a vulnerabilità informatiche (*Brain-Hacking*) e di processi di tecno-medicalizzazione, in cui il tracciamento biologico rischia di trasformarsi in un dispositivo coercitivo di normalizzazione o discriminazione del lavoratore neurodivergente. Per questo motivo, la tesi ribadisce l'urgenza di incorporare i principi della neuroetica e la tutela dei neurodiritti all'interno della cultura organizzativa e dei quadri normativi del lavoro.

L'adozione delle BCI nel mondo del lavoro, dunque, non deve servire a correggere o normalizzare il lavoratore per conformarlo alle logiche produttive neoliberali, ma deve inserirsi prioritariamente all'interno di una cornice di Universal Design organizzativo. In questa infrastruttura integrata la responsabilità di gestire l'attenzione e l'efficienza cognitiva non ricade esclusivamente sul singolo, ma viene coinvolto l'intero ambiente lavorativo, rendendo il sistema sufficientemente flessibile ad accogliere la naturale diversità delle menti umane.

Bibliografia

- A. Lavazza, V. A. Sironi. 2022. *Neuroetica*. Carocci.
- Adamou, M, M Arif, P Asherson, TC Aw, B Bolea, D Coghill, G Guðjónsson, et al. 2013. «Occupational issues of adults with ADHD.» *BMC Psychiatry*.
- Alalsultan Alghory, A. 2025. «Digital Cognitive Behavioral Therapy (CBT) Apps for ADHD: A Systematic Review of Recent Evidence.» *Eur Psychiatry* 68: S697.
- Alcaide, R, Nishit Agarwal, Jegan Candassamy, Sarah Cavanagh, Michelle Lim, Benyamin Meschede-Krasa, James McIntyre, et al. 2021. «EEG-Based Focus Estimation Using Neurable's Enten Headphones and Analytics Platform.» *bioRxiv*.
- Alcaide, Ramses. 2025. «Chapter 19 - Building neurotechnologies for everyday use: the story of Neurable.» In *Neural Interfaces*, di Ramses Alcaide. Boston, MA, United States: Valeriani, Davide; Vaughan, Theresa M.
- APA. 2013. *Diagnostic and statistical manual of mental disorders*. 5°.
- Ayaz, H, e F Dehais. 2021. «NEUROERGONOMICS.» In *Handbook of Human Factors and Ergonomics*, 816-841. G. Salvendy and W. Karwowski.
- Baghdadi, G, F Hadaeghi, e C Kamarajan. 2025. «Editorial: Multimodal approaches to investigating neural dynamics in cognition and related clinical conditions: integrating EEG, MEG, and fMRI data.» *Frontiers in Systems Neuroscience*.
- Bagheri, I., S. Alizadeh, M. M. Ghazavi khorasgani, e M Asgharighajari. 2024. «A Systematic Investigation Based on BCI and EEG Implemented using Machine Learning Algorithms.» *International Journal of Modern Achievement in Science, Engineering and Technology*.
- Baraka, Baraka Maiseli, Abdalla, Abdi T., Massawe Libe V., Mbise Mercy, Mkocho Khadija, Nassor Ally Nassor, Ismail Moses, Michael James, e Kimambo Samwel. 2023. «Brain-computer interface: trend, challenges, and threats.» *Springster Nature Link* vol. 10, art. 20.
- Bernal, L, S., A Huertas, G Martinez Perez, M. Taynnan Barros, e S., Balasubramaniam. 2019. «Security in Brain-Computer Interfaces: State-of-the-art, opportunities, and future challenges.» *arXiv e-prints* (arXiv:1908.03536).
- Bessadok, A, M. A. Mahjoub, e I Rekik. 2023. «Graph Neural Networks in Network Neuroscience.» *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*.
- Bogdańska-Chomczyk, E, M Majewski, e Kozłowska, A. 2025. «ADHD in Adulthood: Clinical Presentation, Comorbidities, and Treatment Perspectives.» *Int J Mol Sci* 14 (26): 11020.
- Brandsen, S, T Chandrasekhar, L Franz, J Grapel, G Dawson, e D. Carlson. 2024. «Prevalence of bias against neurodivergence-related terms in artificial intelligence language models.» *Autism Res* 17 (2): 234-248.
- Chan, E.S.M., e J.M. Langberg. 2024. «Predicting Occupational Outcomes for Individuals with ADHD: The Role of Hyperactivity/Impulsivity and Executive Functioning.» *Journal of Occupational Rehabilitation* 36: 223-233.

- Chen, ZS. 2024. «Emerging Brain-to-Content Technologies from Generative AI and Deep Representation Learning.» *IEEE Signal Process Mag* 41 (6): 94-104.
- Coin, A., M. Mulder, e V. Dubljević. 2020. «Ethical Aspects of BCI Technology: What Is the State of the Art?» *Philosophies*, 5 (4): 31.
- Daly, Janis J, e Jonathan R. Wolpaw. 2008. «Brain–computer interfaces in neurological rehabilitation.» *The Lancet neurology* Vol 7, Issue 11, p1032-1043.
- deCharms, R.C., F. Maeda, G.H. Glover, D. Ludlow, J.M. Pauly, D. Soneji, J.D.E. Gabrieli, e S.C. Mackey. 2005. «Control over brain activation and pain learned by using real-time functional MRI.» *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*
- Deshmukh, R. 2025. «Toward Neurodivergent-Aware Productivity: A Systems and AI-Based Human-in-the-Loop Framework for ADHD-Affected Professionals.» *Proceedings of the 16th Biannual Conference of the Italian SIGCHI Chapter*. New York, NY, USA: Association for Computing Machinery. 1-6.
- Detering, S, D Dixon, R Khaled, e L Nacke. 2011. «From Game Design Elements to Gamefulness:» *Proceedings of the 15th International Academic MindTrek Conference: Envisioning Future Media Environments, MindTrek 2011*.
- Di Tano, F. 2025. «Neurodiritti e dati neurali verso una tutela giuridica.» *Labour & Law Issues* 11 (1).
- Duvinage, M., T. Castermans, M. Petieau, T Hoellinger, G Cheron, e Dutoit T. 2013. «Performance of the Emotiv Epoc headset for P300-based applications.» *BioMed Eng OnLine* 25 (12): 56.
- Fatourechi, M, A Bashashati, R. K Ward, e G. E Birch. 2007. «EMG and EOG artifacts in brain computer interface systems: A survey.» *Clinical Neurophysiology* 118 (3).
- Finn, L, R Ramasamy, C Dukes, e J Scott. 2015. «Using WatchMinder to Increase the On-Task Behavior of Students with Autism Spectrum Disorder.» *J Autism Dev Disord* 25377769.
- Fisher, M. 2009. *Capitalist Realism: Is There No Alternative?* Zero Books.
- Fuermaier, Anselm B. M., Lara Tucha, Marah Butzbach, e Matthias Weisbrod. 2021. «ADHD at the workplace.» *Journal of Neural Transmission* 128 (7): 1021-1031.
- Gao, Xiarong, Yijun Wang, Xiaogang Chen, Bingchuan Liu, e Shang kai. Gao. 2025. «Brain–Computer Interface—A Brain-in-the-Loop Communication System.» *IEEE Xplore*.
- Gatt, L, I, A. Caggiano, M. C Gaeta, e A. A. Mollo. 2022. «BCI devices and their legal compliance: A prototype tool for its evaluation and measurement.» *IEEE International Conference on Metrology for Extended Reality, Artificial Intelligence and Neural Engineering (MetroXRINE)*. Rome, Italy. 551-556.
2005. «GDPR.» *garanteprivacy.it*. 25 luglio. <https://www.garanteprivacy.it/home/docweb/-/docweb-display/docweb/1150700>.
- Gergen, K. J. 1999. «Agency: Social construction and relational action.» *Theory & Psychology* 9 (1): 113-115.
- Gergen, K. J. 1985. «The social constructionist movement in modern psychology.» *American Psychologist*, 40 (3): 266–275.

- Ghaziri, Jimmi, A. Tucholka, V Larue, M. Blanchette-Sylvestre, G. Reyburn, G. Gilbert, J. Lévesque, e M. Beauregard. 2013. «Neurofeedback Training Induces Changes in White and Gray Matter.» *Clinical EEG and Neuroscience*.
- Gorgan, R-A, T-T Ștefănuț, e D Gorgan. 2026. «Computational analysis of heart rate variability in ASD and ADHD: a systematic review.» *Front. Comput. Neurosci* 20.
- Grau, Charles, Romuald Ginhoux, Alejandro Riera, T. L. Nguyen, Hubert Chauvat, Michel Berg, Julia L Amengual, Alvaro Pascual-Leone, e Giulio. Ruffini. 2014. «Conscious Brain-to-Brain Communication in Humans Using Non-Invasive Technologies.» *National Library of Medicine*.
- Green, J.G., G DeYoung, M.E Wogan, E.J Wolf, K.L Lane, e L.A. Adler. 2019. «Evidence for the reliability and preliminary validity of the Adult ADHD Self-Report Scale v1.1 (ASRS v1.1) Screener in an adolescent community sample.» *Int J Methods Psychiatr Res*.
- Grinblat, N, e S. Rosenblum. 2025. «The Relationship Between Organization in Time, Executive Functions, and Quality of Life in Adult ADHD.» *Brain Sci* 15 (12): 1262.
- Gu, J., Z. Wang, J. Kuen, L. Ma, A. Shahroudy, B. Shuai, T. Liu, et al. 2018. «Recent Advances in Convolutional Neural Networks.» *Pattern Recognition*.
- Hallez, Q., M. Mermillod, e S. Droit-Volet. 2023. «Cognitive and plastic recurrent neural network clock model for the judgment of time and its variations.» *Sci Rep*.
- Ienca, M, e R Adorno. 2017. «Towards new human rights in the age of neuroscience and neurotechnology.» *Life Sci Soc Policy* 13 (5).
- Ienca, M., e P. Haselager. 2016. «Hacking the brain: brain–computer interfacing technology and the ethics of neurosecurity.» *Ethics Inf Technol* 18 (2): 117-129.
- Ienca, Marcello. 2019. «Intelligenza2Per un'unione di intelligenza naturale e artificiale.» In *Intelligenza2Per un'unione di intelligenza naturale e artificiale*, di Marcello Ienca, 92, 107, 108. Rosenberg & Sellier.
- Illes, J, e SJ. Bird. 2006. «Neuroethics: a modern context for ethics in neuroscience.» *Trends Neurosci* 29 (9): 511-7.
- Jiang, Wei-Bang, Li-Ming Zhao, e Bao-Liang Lu. 2024. «LARGE BRAIN MODEL FOR LEARNING GENERIC REPRESENTATIONS WITH TREMENDOUS EEG DATA IN BCI.» *International Conference on Learning Representations*.
- Jiang, X., G.-B. Bian, e Z. Tian. 2019. «Removal of Artifacts from EEG Signals: A Review.» *Sensors* 19 (5): 987.
- Johnson, L. Syd M, e Karen S. Rommelfanger. 2018. *The Routledge Handbook of Neuroethics*. Routledge.
- Juez, J.Y, H Moumane, M Nassar, I Molina-Salcedo, F, E Segura-Quijano, e M Valderrama. 2024. «Ear-EEG Devices for the Assessment of Brain Activity: A Review.» *IEEE Sensors Journal* 24 (20): 31606-31623.
- Khan, S.S., J.S. Sudan, A. Pathak, R. Pandit, P. Rane, e A.K. Kumawat. 2024. «A review of EEG artifact removal methods for brain-computer interface applications.» *Ingénierie des Systèmes d'Information* 29 (1): 247-252.
- Kohnen, H, P. Mavromoustakos-Blom, e M. Alimardani. 2025. «Is Gamification of Neurofeedback Training effective for ADHD treatment? A Systematic Review,» *13th*

International Conference on Brain-Computer Interface (BCI). Gangwon, Korea, Republic of,. 1-9.

- Kostas, D, S Aroca-Ouellette, e F. Rudzicz. 2021. «BENDR: Using Transformers and a Contrastive Self-Supervised Learning Task to Learn From Massive Amounts of EEG Data.» *Front Hum Neurosci*.
- Koush, Y, MJ Rosa, F Robineau, K Heinen, W. S Rieger, N Weiskopf, P Vuilleumier, D Van De Ville, e F Scharnowski. 2013. «Connectivity-based neurofeedback: dynamic causal modeling for real-time fMRI.» *Neuroimage*.
- Krumpe, T, K Baumgartner, W Rosenstiel, e M Spuler. 2017. «NON-STATIONARITY AND INTER-SUBJECT VARIABILITY OF EEG.» *Proceedings of the 7th Graz Brain-Computer Interface Conference 2017*. Graz.
- Lawhern, VJ, AJ Solon, NR Waytowich, SM Gordon, CP Hung, e BJ. Lance. 2018. «EEGNet: a compact convolutional neural network for EEG-based brain-computer interfaces.» *J Neural Eng*.
- Lewis, M, C Setty, W Junkins, e C Crawford. 2024. «Towards a Brain-Computer Interface Framework for Multi-Party Robot Applications.» *Association for Computing Machinery*.
- Li, S, J Duan, Y Sun, X Sheng, X Zhu, e J. Meng. 2021. «Exploring Fatigue Effects on Performance Variation of Intensive Brain-Computer Interface Practice.» *Front Neurosci*.
- Ligthart, S, M Ienca, G Meynen, F Molnar-Gabor, R Andorno, C Bublitz, P Catley, et al. 2023. «Minding Rights: Mapping Ethical and Legal Foundations of 'Neurorights'.» Cap. 15.
- Liu, F, e Y Li. 2026. «Sorting the mind: cognitive enhancement through transcutaneous auricular vagus nerve stimulation: a systematic review and meta-analysis.» *Psychological Medicine* 24 (56): e207.
- Lu, Y, Z Zhang, e G Peng. 2026. «Intelligent Biosensing for Brain-computer Interfaces: From Neural Signal Acquisition to AI-powered Decoding.» In *Biosensors - Fundamentals, Applications, and Artificial Intelligence Integration [Working Title]*, a cura di Selcan Karakuş. IntechOpen.
- Mahrooz, M.H., F. Fattahzadeh, e S. Gharibzadeh. 2023. «Decoding the Debate: A Comparative Study of Brain-Computer Interface and Neurofeedback.» *Springer Nature Link*.
- Maiseli, B, A. T Abdalla, L. V Massawe, M Mbise, K Mkocho, Nassor N. A, M Ismail, J Michael, e S Kimambo. 2023. «Brain-computer interface: trend, challenges, and threats.» *Brain Inf* 10 (1): 20.
- Martinovic, I, D, Frank, M Davies, D Perito, T Ros, e D Song. 2012. «On the feasibility of side-channel attacks with brain-computer interfaces.» *Conference: Proceedings of the 21st USENIX conference on Security symposium*. Bellevue, WA.
- Mezzina, G, V., F. Annese, e D De Venuto. 2021. «A Cybersecure P300-Based Brain-to-Computer Interface against Noise-Based and Fake P300 Cyberattacks.» *Sensors* 21 (24): 8280.
- Mirkovic, B, MG Bleichner, M De Vos, e S Debener. 2016. «Target Speaker Detection with Concealed EEG Around the Ear.» *Front Neurosci* 27 (10): 349.
- Moss, Donald. 1998. «Biofeedback, Mind-Body Medicine, and the Higher Limits of Human Nature.» In *Humanistic and Transpersonal Psychology: A Historical and Biographical Sourcebook*, di Donald Moss. Westport, CT: Greenwood Publishing Group.

- Mouazen, B., e Z. El Bouyed. 2025. «Toward Ethical and Transparent Brain-Computer Interfaces: Challenges and Perspectives in EEG-Based AI. .» *In Artificial Intelligence. IntechOp*.
- Murphy, K, e R.A Barkley. 1996. «Attention deficit hyperactivity disorder adults: Comorbidities and adaptive impairments.» *Comprehensive Psychiatry* 37 (6): 393-401.
- Mushtaq, Faisal, Dominik Welke, Anne Gallagher, Yuri G. Pavlov, Layla Kouara, Jorge Bosch-Bayard, Jasper J. F. van den Bosch, et al. 2024. «One hundred years of EEG for brain.» *Nature* (Nature).
- Nakshatra, S. Prem. 2025. «A Comprehensive Review of Brain-Computer Interface Technology: Advances, Applications, and Challenges in Neural Signal Decoding.» *TechRxiv*.
- Oliver, M. 2013. «The social model of disability: Thirty years on.» *Disability & Society* 28 (7): 1024–1026.
- Palumbo, A, V Gramigna, B Calabrese, N Ielpo, e A Demeco. 2024. «A Wearable Device-Based System: The Potential Role in Real-time and Remote EEG Monitoring.» *Frontiers in Biomedical Technologies* 11 (3).
- Parraga Pérez, Sabina. 2026. *Decoding thoughts, closing the gaps : architectural harms in consumer neurotechnology and the case for a standalone EU neurorights regulation [degree of Master of Arts inTransnational Governance of the European University Institute]*. European University Institute, Florence School of Transnational Governance.
- Peksa, Janis, e Dmytro. Mamchur. 2023. «State-of-the-Art on Brain-Computer Interface Technology.» *MDPI*.
- Pinjatela, R. 2024. «FACTORS INFLUENCING THE NON-USE AND ABANDONMENT OF ASSISTIVE TECHNOLOGY.» *Research in Education and Rehabilitation* 7 (1): 56-66.
- Rainey, S, S Martin, A Christen, P Mégevand, e E. Fournieret. 2020. «Brain Recording, Mind-Reading, and Neurotechnology: Ethical Issues from Consumer Devices to Brain-Based Speech Decoding.» *PubMed*.
- Rashmi, C R, e C P Shantala. 2022. «EEG artifacts detection and removal techniques for brain computer interface.» *International Journal of Advanced Technology and Engineering Exploration* 9 (88): 354-383.
- Reich, W. T. 1995. Vol. 1, in *Encyclopedia of Bioethics*, XXI. Macmillan.
- RGPD, EU. 2018. «Art.9.» *privacy-regulation.eu*. 25 maggio. <https://www.privacy-regulation.eu/it/9.htm>.
- Rose, N. 2007. *The Politics of Life Itself: Biomedicine, Power, and Subjectivity in the Twenty-First Century*. Princeton: Princeton University Press.
- Roskies, A. 2002. «Neuroethics for the New Millenium.» *Neuron* 35 (1): 21-3.
- Ryan, R.M, e E. L Deci. 2000. «Self-Determination Theory and the Facilitation of Intrinsic Motivation, Social Development, and Well-Being.» *American Psychologist* 55 (1): 68-78.
- Saha, S, e M. Baumert. 2020. «Intra- and Inter-subject Variability in EEG-Based Sensorimotor Brain Computer Interface: A Review.» *Front Comput Neurosci*. 21 (13): 87.
- Sailer, M, U, J Hense, S, K Mayr, e H Mandl. 2017. «How gamification motivates: An experimental study of the effects of specific game design elements on psychological need satisfaction.» *Computers in Human Behavior* 69: 371-380.

- Schuenke, Ryan, Sidney R Dickenson, e Meredith Moore. 2025. «Reading Between the Lines: Exploring Body Doubling in ADHD Using EEG.» *Association for Computing Machinery*.
- Schwaber, K., e J. Sutherland. 2020. «The Scrum Guide: The Definitive Guide to Scrum: The Rules of the Game.» *Journal of Software Engineering and Applications* 18 (4).
- Shah, A, C Magalhaes, K Gama, e R de Souza Santos. 2025. «Tether: A Personalized Support Assistant for Software Engineers with ADHD.» *2025 40th IEEE/ACM International Conference on Automated Software Engineering (ASE)*.
- Sharabi, A., M. Cueli, G. Pellegrino, C. Rodríguez, e B. Carretti. 2026. «The Mediating Role of Academic Self-Efficacy and Self-Regulated Learning in Academic Success Among Higher Education Students With SLD or ADHD.» *Learning Disabilities Research & Practice* 41 (2): 93-103.
- Shibata, K, T Watanabe, Y Sasaki, e M Kawato. 2011. «Perceptual learning incepted by decoded fMRI neurofeedback without stimulus presentation.» *Science*.
- Sitaram, R., T. Ros, L. Stoeckel, S. Haller, F. Scharnowski, J. Lewis-Peacock, N. Weiskopf, et al. 2016. «Closed-loop brain training: the science of neurofeedback.» *Nature Reviews Neuroscience*.
- Song, P, M Zha, Q Yang, Y Zhang, X Li, e I Rudan. 2021. «The prevalence of adult attention-deficit hyperactivity disorder: A global systematic review and meta-analysis.» *J Glob Health* 11 (04009).
- Stytsenko, Kirill, Evaldas Jablonskis, e Cosima Prahm. 2011. «Evaluation of consumer EEG device Emotiv EPOC.» *MEI:CogSci Conference*. Ljubljana, Slovenia.
- Thibault, R, T, M Lifshitz, e A Raz. 2016. «The self-regulating brain and neurofeedback: Experimental science and clinical promise.» *Trends in Cognitive Sciences*.
- Tims, M, M Twemlow, e CYM Fong. 2022. «A state-of-the-art overview of job-crafting research: current trends and future research directions.» *Career Development International* 27 (1): 54-78.
- Turjeman-Levi, Y, G Itzhakov, e B. Engel-Yeger. 2024. «Executive function deficits mediate the relationship between employees' ADHD and job burnout.» *AIMS Public Health* 11 (1): 294-314.
- Vaswani, A, N Shazeer, N Parman, J Uszkoreit, L Jones, Gomez A N, Ł Kaiser, e I Polosukhin. 2017. «Attention Is All You Need.» *Advances in Neural Information Processing Systems (NeurIPS)*.
- Weibel, S., F. Bicego, S. Muller, E. Martz, M. E. Costache, C. Kraemer, G. Bertschy, R. Lopez, e L. & Weiner. 2022. «Two Facets of Emotion Dysregulation Are Core Symptomatic Domains in Adult ADHD: Results from the SR-WRAADDs, a Broad Symptom Self-Report Questionnaire.» *Journal of Attention Disorders* 26 (5): 767–778.
- Westover, J. H. 2026. «Neurodiversity in the Workplace: A Comprehensive Examination of Organizational Practices Supporting Neurodivergent Employee Wellbeing.» *Preprints*.
- Whitmore, N. W, S W Chan, J Zhang, P Chwalek, S Chin, e P Maes. 2024. «Improving Attention Using Wearables via Haptic and Multimodal Rhythmic Stimuli.» *CHI '24: CHI Conference on Human Factors in Computing Systems*. Honolulu, HI, USA.

- Williams, Nikolas S., Genevieve M. McArthur, Bianca de Wit, George Ibrahim, e Nicholas A. Badcock. 2020. «A validation of Emotiv EPOC Flex saline for EEG and ERP research.» *PeerJ*.
- Wolpaw, J. N. Mak and J. R. 2009. «Clinical Applications of Brain-Computer Interfaces: Current State and Future Prospects.» *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* vol. 2, pp. 187-199, 2009.
- Yao, W, X Chen, e S Wang. 2025. «Generative Framework for Unified Representation of Neural.» *arXiv* 38 (1).
- Ye, Z, Q Ai, Y Liu, M de Rijke, M Zhang, C Lioma, e T Ruotsalo. 2025. «Generative language reconstruction from brain recordings.» *Commun Biol* 8: 346.
- Yıldız, R, A Özden, O S. Nişancı, e B C Demirkıran. 2024. «The Effects of Transcutaneous Auricular Vagus Stimulation on Sustained Attention and Depression in Individuals Who Are Likely to Have Adhd.» *Authorea* 69 (3): 327-333.
- Zhang, M., B. Qian, J. Gao, S. Zhao, Y. Cui, Z. Luo, K. Shi, e E. Yin. 2025. «Recent Advances in Portable Dry Electrode EEG: Architecture and Applications in Brain-Computer Interfaces.» *Sensors* 25 (16): 5215.
- Zhou, X, C Liu, Z Chen, K : Wang, Y Ding, Z Jia, e Q Wen. 2025. « Brain Foundation Models: A survey on advancements in neural signal processing and brain discovery.» *IEEE Signal Processing Magazine*.
- Zuboff, S. 2019. *The Age of Surveillance Capitalism: The Fight for a Human Future at the New Frontier of Power*. New York: PublicAffairs.