

Lliçó inaugural

Neurorobòtica, el repte de la robòtica assistencial, per Àlicia Casals i Gelpí

1. Introducció

Com a membre de l'Institut d'Estudis Catalans (IEC), és una satisfacció i a la vegada una responsabilitat haver estat designada per fer el discurs en la sessió inaugural del curs 2011-2012 i representar la Secció de Ciències i Tecnologia en aquest acte. Agraïxo, doncs, la confiança que m'ha estat dipositada. En aquest discurs, hi he volgut abordar un tema de recerca en què estic treballant, amb el qual, i procurant obviar tecnicismes, voldria destacar la multidisciplinarietat que cada cop més envaeix les ciències i la tecnologia. La multidisciplinarietat és també una característica pròpia de l'IEC, que ja va ser fundat amb quatre seccions temàtiques, i ara fa cent anys, aquesta diversificació es va incrementar amb dues noves seccions, la Filològica i la de Ciències. Secció de Ciències que posteriorment, el 1989, es va desglossar en les actuals seccions de Ciències i Tecnologia i de Ciències Biològiques.

El terme *neurorobòtica*, motiu d'aquest discurs, es comença a utilitzar a final dels anys vuitanta com a ciència que engloba la neurociència, la robòtica i la intel·ligència artificial. Aquest concepte és el resultat d'abordar les creixents possibilitats de la robòtica, que ha anat trobant resposta a les necessitats plantejades per la rehabilitació funcional, amb l'objectiu de pal·liar els danys produïts tant per causes traumàtiques com per malalties degeneratives o anomalies congènites. Un dels problemes que cal afrontar en el disseny de sistemes robòtics és donar resposta a les necessitats d'una interfície persona-màquina amigable per al comandament d'aquests robots. El concepte *interfície amigable* és essencial davant la necessitat d'interaccionar amb equips amb possibilitats creixents i fer-ho, a més de manera eficient i segura, de manera natural. Les exigències d'atenció o coneixement del sistema que comporta a l'usuari el fet de moure's entre un menú d'opcions, així com la utilització dels dispositius de comandament més usuals, superen en molts casos l'habilitat cognitiva o física de l'usuari. Això és especialment greu quan es tracta d'usar ajudes tècniques concebudes per a persones amb necessitats especials. Així mateix, tot i que l'usuari sigui capaç d'efectuar aquest control, l'esforç i atenció que suposen no són admissibles en aplicacions que en elles mateixes ja necessiten un elevat grau d'atenció. Per tot això, a mesura que les aplicacions de la tecnologia arriben a un nombre més ampli i divers

d'usuaris, cal trobar vies de disseny d'interfícies que permetin una comunicació intuïtiva i natural. En l'àmbit que ens ocupa, l'assistència personal i la rehabilitació, cal també preveure que el sistema robòtic es pugui adaptar a les necessitats individualitzades i als possibles canvis en el grau d'assistència que en cada moment es necessiti. Els reptes, doncs, per aconseguir una interfície eficient entre la persona i el robot per al control dels ajuts robòtics necessaris en cada cas deriven del fet, d'una banda, d'haver d'adaptar-se a la voluntat i possibilitats de l'usuari i, de l'altra, que el sistema sigui prou autònom per garantir-ne la seguretat sense haver de menester una constant atenció al llarg de tots els moviments que componen una acció.

Les interfícies persona-màquina, que normalment són dependents de l'aplicació a què van orientades, poden ser: dispositius físics de comanda, ja siguin manuals, a través de simples dispositius adaptats a les necessitats de l'usuari de tipus ratolí o palanques de comandament, o tipus pedals; sistemes de percepció externs, ja sigui utilitzant la visió per a la detecció de l'expressió gestual o facial, sistemes de reconeixement de la veu o altres tecnologies que permeten una interacció de manera més natural (en aquests casos sense un dispositiu físic en contacte amb la persona), o interfícies neuronals, que capten l'activitat neurològica, interpretant-ne la intenció i la voluntat de l'usuari. Quan es tracta d'interaccionar amb sistemes robòtics d'ajut a persones amb disminucions motores o cognitives molt greus, com les degudes a lesions medul·lars (LS), accidents cerebrovasculars (ACV), paràlisi cerebral (CP) o esclerosi lateral amiotròfica (ALS), aquestes interfícies neuronals poden arribar a ser l'única opció.

El comandament a través de l'activitat neurològica pot aconseguir-se mitjançant la comunicació entre el sistema nerviós i la màquina. Els mètodes menys invasius de comunicació cervell-màquina utilitzen elèctrodes sobre la pell del cuir cabellut, per on capten els senyals elèctrics derivats de l'activitat cerebral, però d'una àrea relativament àmplia (electroencefalografia o EEG). Altres mètodes més invasius es basen en la implantació de matrius de microelèctrodes al còrtex cerebral, que permeten captar els impulsos nerviosos generats en una zona més local del cervell, tècnica que es coneix com a electrocorticografia (ECoG). Aquests senyals, que de manera natural en persones sanes serien transmesos a través del sistema nerviós a tot el cos per regular-ne el funcionament, poden ser utilitzats també per generar estratègies de control per a sistemes robòtics d'assistència.

Tot i que la neurorobòtica és un tema de gran actualitat en l'àmbit de la bioenginyeria, la recerca per trobar mitjans per comunicar-se directament a través dels senyals generats al cervell té una molt llarga història. Analitzant-ne els antecedents i observant la situació actual, queda palesa la complexitat d'interpretar l'activitat cerebral i enten-

dre-la suficientment per poder controlar màquines a partir de la intenció i la voluntat, de manera contínua i còmoda, aspecte essencial en aplicacions d'assistència i rehabilitació.

2. Antecedents

El precedent de la comunicació cervell-màquina és la telepatia, un fenomen físic que comporta la comunicació de ment a ment. D'aquesta manera, una persona a distància podria incidir sobre una màquina o equip a través de l'actuació d'una altra persona que rep mentalment l'ordre o indicació. Al llarg dels segles s'han anat succeint teories sobre la telepatia. Aquesta comunicació de pensaments, idees, sentiments, sensacions i imatges mentals es pot trobar descrita al llarg de la història (en els seus inicis, més centrada en els somnis).

La paraula *telepatia* deriva del grec *tele* ('distant') i *patheia* ('ocurrència' o 'sensació'). El filòsof grec Demòcrit (460-370 aC) va explicar aquest fenomen a través de les teories d'ones i partícules, introduint ja la idea de l'estructura atòmica de la matèria. A final del segle XIX William Crookes, un respectat científic en física i química i inicialment escèptic sobre els fenòmens psíquics, va començar a investigar-hi arran d'una experiència amb un mèdiu, i va arribar a raonar a partir de l'experimentació que la telepatia es comportava com les ones electromagnètiques. L'estudi científic d'aquests fenòmens no és evident i és difícil estudiar-los amb experimentació sistemàtica. Però, en canvi, els indicis semblen demostrar que el fenomen en si pot existir. L'inici del seu estudi científic va ser impulsat el 1885 des de l'aleshores acabada de fundar Societat Americana de Recerca Psíquica. El fisiòleg francès Charles Richet va introduir el concepte de les probabilitats estadístiques als tests, a partir de les primeres proves en les quals una persona transmetia nombres de dos dígits o imatges visuals a una altra persona situada en una altra habitació. Sobre la base d'aquests estudis de probabilitats s'han anat repetint experiències en les quals, amb la transmissió de prou dades, és factible detectar desviacions respecte als encerts que s'aconseguirien amb una decisió aleatòria, desviacions que permeten identificar la informació transmesa.

El 1917 es van fer estudis a Stanford sobre cent persones, amb cent experiments diferents: la meitat de les persones agafaven una carta i n'intentaven transmetre telepàticament les imatges a les altres. En aquest cas s'arribà a la conclusió que no hi havia efecte psíquic.

Després d'una època de prohibicions per experimentar sobre els efectes paranormals a Rússia, ja que anaven contra la doctrina del materialisme, el 1960 s'aixeca la prohibició amb la intenció d'investigar-ne el potencial. Especial interès va despertar la història pu-

blicada a la revista francesa *Science et Vie*, «Els secrets del *Nautilus*», que revelava que el Govern dels Estats Units d'Amèrica (EUA) havia utilitzat secretament la telepatia per comunicar-se amb el *Nautilus*, el primer submarí atòmic del món, des del fons de l'Àrtic. Era el 1958, durant l'època de la guerra freda, amb el desenvolupament dels submarins nuclears que els permetia realitzar missions molt llargues en immersió. En aquest context es va fer necessari estudiar alternatives per poder mantenir alguna forma de comunicació amb l'exterior, ja que les ones radioelèctriques no es propaguen en el medi marí. Amb motiu de la missió del submarí *Nautilus* per arribar al pol Nord per sota de la capa de gel, es va explorar la telepatia com a mitjà de comunicació, pel mètode de les probabilitats modificades utilitzant les cartes, amb uns resultats que es varen considerar positius. L'experiència es va justificar basant-se en la teoria de la propagació de les ones de molt baixa freqüència (*extremely low frequency*, ELF).

És cèlebre també la recerca del doctor Vasiliev, als anys cinquanta, en què, entre d'altres, estudia els efectes sobre el cervell dels senyals de ràdio d'ona molt curta (UHF) i la natura de l'energia cerebral. Ho va fer des del Laboratori de Biocomunicació de Leningrad, proposant la teoria de l'electromagnetisme. Més tard, aprofundint en aquesta línia, es van anar descobrint revelacions de la recerca nazi realitzada al camp de concentració de Dachau, on es van utilitzar aquestes tècniques, però amb efectes devastadors: van produir danys cerebrals als presoners subjectes dels experiments, i alguns, fins i tot, van arribar a la demència. Més endavant, experimentant l'aplicació d'un camp magnètic constant (d'entre 30 i 2.000 oersted) sobre conills, es va poder verificar l'afectació produïda al cervell, en observar-se canvis significatius en l'electroencefalograma. Els japonesos també van destinar força recursos entre 1940 i 1945 per estudiar aquests efectes, utilitzant la telepatia com a arma de guerra amb l'objectiu de manipular els pensaments i la voluntat de la gent, projectar imatges mentals, escanejar-ne la informació, etcètera.

Rellevants també van ser les revelacions de l'experiment realitzat en la missió de l'*Apollo-14*, el 1971, amb l'experiència duta a terme per l'astronauta Edgar Mitchell, enginyer i científic, que, malgrat la distància (240.000 km), va obtenir uns resultats significatius en concentrar-se en sèries de símbols que havia de transmetre telepàticament a parapsicòlegs a la Terra. L'experimentació es va fer amb les conegudes cartes Zener, compostes per cinc grafies simples, tal com es mostra en la figura 1.



FIGURA 1. Els cinc tipus de cartes Zener.

D'aquesta manera es varen aportar nous arguments per a aquest tipus de comunicació, en els quals la distància no en seria una barrera. Com que un encert del 20% en la identificació d'aquestes sèries respon a l'esperat per a l'atzar, en aconseguir-se una taxa d'encerts d'un 25%, es va considerar que els resultats eren significatius per confirmar l'efecte telepàtic. Tot i això, aquesta teoria encara no és acceptada unànimement, ja que també existeix la creença que hi poden haver altres causes que desviïn els resultats dels valors estadístics que resulten d'un funcionament a l'atzar.

Al científic Eldon Byrd, que va treballar per a l'oficina d'armes navals de Maryland (EUA), se li va encarregar, el 1981, desenvolupar dispositius electromagnètics amb l'objectiu de controlar disturbis i operacions clandestines o alliberar hostatges. Com a enginyer biomèdic va estudiar, entre altres efectes, la deformació dels materials (els coneguts materials amb memòria de forma: *shape-memory alloy* o SMA), l'efecte de l'estimulació electromagnètica en la capacitat d'induir experiències alienes i la relació entre els compostos opiàtics i el sistema immunològic.

En aquesta línia d'experimentació i recerca d'explicacions científiques d'aquest fenomen, m'agradaria destacar l'experiència en aquest camp de dos membres de l'Institut, el doctor Gabriel Ferraté i el doctor Josep Amat, que aleshores era l'ajudant del primer. L'interès en el tema neix arran d'una brillant actuació de l'il·lusionista Uri Geller a la televisió, en el programa *Directísimo*, que dirigia José María Íñigo el 1975. Aquell *showman* assolí una gran popularitat aprofitant l'interès existent en aquelles èpoques per aquests fenòmens: assegurava estar especialment dotat d'habilitats mentals i realitzava davant del públic proves demostratives de transmissió telepàtica i també doblegava metalls com culleretes o claus aparentment sense aplicar-hi cap esforç, sols amb la seva concentració. Estant Geller a Barcelona per signar llibres després de la seva actuació en aquell programa televisiu, Ferraté no es pogué resistir a proposar-li la realització d'uns assajos de caràcter científic al seu laboratori a l'Escola Tècnica Superior d'Enginyers Industrials. Geller acceptà el repte, però demanà que les proves es fessin a l'hotel on s'allotjava. Per a aquesta ocasió, Amat va preparar un conjunt de circuits electrònics susceptibles de canviar d'estat, la qual cosa, si realment s'hagués aconseguit amb la concentració mental, hauria constituït una primícia en les comunicacions cervell-màquina. Les proves preparades varen ser uns biestables i uns monostables transistoritzats, utilitzant transistors de càpsula metàl·lica, però que havien estat oberts per evitar possibles efectes pantalla. Els circuits eren implementats amb un corrent de saturació molt baix; els uns i els altres treballaven fora de saturació per fer-ne l'estat més inestable. Els monostables estaven dotats amb diferents tipologies d'antenes com a entrada d'excitació.

Després d'explicar els circuits preparats, tot i els grans esforços de concentració que Geller hi va esmerçar, va fracassar en tots els intents, la qual cosa va justificar dient que no estava mentalitzat per a aquest tipus de proves. Preveient els resultats negatius en la commutació mental de circuits electrònics, tal com va succeir, també s'havia preparat un circuit generador de corbes de Lissajous de primer i segon ordre que podien ser traçades a la pantalla de l'oscil·loscopi que també es va portar a l'habitació de l'hotel. L'experiència era poder determinar si els sorprenents resultats que obtenia en públic endevinant la traça del dibuix que una persona havia fet de manera oculta en un paper, també els obtindria amb una traça feta sobre un suport electrònic. Els resultats varen ser igualment negatius, utilitzant freqüències de repetició des de 0,1 Hz fins a 100 kHz, fet que contrarià molt Geller, que, ansiós de poder demostrar alguna de les seves suposades facultats, va demanar sotmetre's a endevinar els dibuixos que li fessin sobre paper. En la primera prova, Amat traçà, amb totes les precaucions per no ser captat, el perfil d'una embarcació de vela, dibuix que Geller va reproduir amb una sorprenent facilitat. Ferraté, en el seu torn, augmentant encara més les precaucions, va optar per un traç menys elemental i previsible, i traçà el logotip de la Federació Internacional de Control Automàtic (IFAC), l'associació internacional que presidia. Amb dificultats, però sorprenentment, Geller també va saber reproduir aquell traç, tot i que la sageta del logotip va resultar parcialment completa. Però no es va obtenir cap indici ni esperança de futur per al desenvolupament d'una interfície cervell-màquina, que era l'objectiu de les proves realitzades.

Anys després, la popularitat de Geller va decaure en poder-se comprovar, en la repetició lenta de les filmacions d'algunes de les seves actuacions en les televisions, com deformava prèviament les culleres en moments de distracció abans de simular que ho feia amb la concentració tan sols passant-hi suaument els dits, alhora que l'evidència del frau també feia augmentar l'escepticisme envers la telepatia.

De fet, la recerca sobre les possibilitats de la transmissió telepàtica ha estat sempre més impulsada per una experimentació basada en el desig que poguessin ser una realitat que en la formulació estricta de teories com la basada en les ones de molt baixa freqüència ELF, que no han pogut estar mai científicament enunciadades ni justificades, tot i els esforços que s'hi varen dedicar, com és el cas de la Marina dels EUA amb el submarí nuclear *Nautilus* entre el 1957 i el 1958; els de l'Agència Nacional per a l'Aeronàutica i l'Espai (NASA) el 1971, en la missió de l'*Apollo-14*, tot i que mai no ho ha reconegut, o en el Laboratori de Biocomunicació de l'Institut Popov de Moscou entre el 1965 i el 1975.

De les possibilitats del cervell, se'n poden extreure també altres teories. Una d'aquestes és l'empatia: la capacitat de transmetre o, millor dit, de percebre sentiments dels altres, com el dolor, el disgust o l'emoció. La transmissió d'aquesta informació pot ser

en part a través de l'expressió facial o altres expressions externes. La tecnologia actualment permet observar com aquests sentiments o percepcions es manifesten amb excitacions a zones del cervell, a partir de les tècniques d'imatges mèdiques.

Els minsos i molt discutits resultats de la capacitat de la ment per transmetre informació i comunicar-se no han fet desistir de la recerca d'altres formes de comunicació, però en aquest cas no de la comunicació entre persones, sinó de la comunicació cervell-màquina, que comporta la possibilitat de controlar màquines i equips a partir del pensament o la pròpia voluntat. La necessitat de poder fer arribar els sistemes d'ajut que cada cop més pot oferir la tecnologia a les persones amb discapacitat, que tenen molt limitades les formes d'interacció amb l'entorn, ha motivat un interès creixent en el desenvolupament d'interfícies per a aquest tipus de comunicació.

3. Comunicació cervell-màquina

La comunicació cervell-màquina i la interacció neuronal amb l'exterior van començar a ser estudiades a l'inici del segle xx amb els orígens de l'electrònica, al principi únicament a través de l'amplificació i posteriorment amb l'anàlisi dels senyals adquirits pels sensors. La constatació de l'existència d'una correlació directa entre l'activitat cerebral i les tasques mentals i funcionals cognitives ha fet que la comunitat científica de la neurociència cognitiva aprofundís al llarg dels anys en la recerca de les potencialitats que ofereix la comunicació entre la ment i les màquines. Per altra banda, els avenços en els sistemes robòtics més intel·ligents, que han anat topant amb la dificultat de poder ser controlats a voluntat i en temps real per l'usuari, han motivat la demanda d'aquesta forma de comunicació persona-robot, per controlar-los a partir de la voluntat de l'usuari. Aquesta evolució, tant en neurociència com en robòtica, ha anat apropant les dues comunitats científiques en una recerca comuna, la neurorobòtica.

La informació derivada de l'activitat cerebral es pot obtenir per l'adquisició de senyals elèctrics del cervell, actualment a partir, principalment, de l'EEG. Les primeres observacions sobre els efectes bioelèctrics als hemisferis cerebrals les va fer el 1875 Richard Caton a partir de senyals extrets de conills i micos. Però no és fins al 1929 que Hans Berger, a partir d'electroencefalogrames en humans, relaciona l'activitat elèctrica del cervell amb l'estat mental de la persona (Berger, 1929). L'evolució de l'electrònica va anar fent possible la mesura i el tractament d'aquests senyals per extreure'n paràmetres que caracteritzessin l'estat o l'activitat mental de l'usuari, per interpretar-los. Però no va ser fins als anys setanta que es va disposar dels primers dispositius orientats al control i la realimentació neuronals (Andreassi, 2000). Els avenços en les últimes dècades han estat molt lents com a conseqüència de la poca qualitat dels senyals adquirits, fet que en difi-

culta la interpretació. En els darrers anys, però, els avenços en biologia i bioquímica, per una banda, i en imatge mèdica, per una altra, que permeten entendre millor el cervell, així com la informàtica, que proporciona mitjans més eficients per processar i interpretar els senyals adquirits, han donat un nou impuls a la recerca sobre aquests senyals neuronals, tant per a aplicacions de diagnòstic i tractament com en la interacció cervell-màquina, i en particular persona-robot, per controlar-la. El fet que l'activitat cerebral canviï segons l'estat de la persona permet identificar alguns trastorns o disfuncions, com per exemple l'epilèpsia i l'apnea del son obstructiva. La mesura de l'activitat cerebral és molt útil en altres camps, com en la dosificació de l'anestèsia durant una intervenció quirúrgica, ja que permet optimitzar la quantitat subministrada per mantenir l'estat d'inconsciència el just i necessari en cada cas.

Pel que fa a la comunicació cervell-entorn, les possibilitats són també molt àmplies i, per les seves característiques, els camps d'aplicació es poden identificar en quatre àrees: comunicació i control, recuperació motora, substitució motora i entreteniment (Millán *et al.*, 2010). El primer és d'interès com a mitjà de comunicació per a persones que pateixen discapacitats greus. Gràcies al fet de poder interaccionar amb un ordinador, a través de menús específics, l'usuari pot navegar pel web, fer un xat o enviar missatges de correu. Les ordres del cervell poden actuar com un simple interruptor (dos estats) o tenir un ventall més ampli d'opcions. Aquesta interacció ja ofereix, doncs, certes possibilitats de control. Les primeres experiències en la seva aplicació com a suport a persones amb discapacitat han demostrat, per exemple, que es pot conduir una cadira de rodes amb el pensament, amb ordres del tipus girar dreta-esquerra, parar, endavant-endarrere...; o es poden controlar pròtesis o altres dispositius d'assistència a la rehabilitació, tot i que en un nivell encara limitat. Aquestes ordres també poden ser útils com a interfície per al control d'altres ajudes tècniques que donen suport personal per poder dur una vida el més autònoma possible. La segona àrea, la recuperació de la funció motora, després d'un ictus per exemple, és un dels objectius de la rehabilitació on la robòtica també té un futur molt rellevant. Un robot pot aplicar teràpies de manera sistemàtica i repetitiva, alhora que permet enregistrar múltiples dades de tot el procés per poder realitzar un seguiment objectiu de l'evolució del tractament. Per altra banda, el gran potencial que han obert les tècniques d'imatge mèdica ha permès observar la capacitat reorganitzativa del cervell, la plasticitat. La recerca ha evidenciat que les zones no utilitzades del cervell, després d'un accident traumàtic, poden ser envaïdes per realitzar-hi altres funcions, cosa que impediria una posterior recuperació de l'activitat motora afectada. És per això que l'exercici físic de rehabilitació després de l'ictus o altres lesions o accidents que produeixen una pèrdua de mobilitat afectaria la zona corresponent del cervell si no s'hi actua amb suficient rapidesa.

Aquest reentrenament pot fer-se, depenent del grau i del tipus d'afectació, a partir de moviment actiu, per acció de l'usuari, o mitjançant una mobilització passiva, realitzada a través de l'acció de fisioterapeutes o mitjançant un sistema robòtic programat i supervisat per fisioterapeutes i metges, d'una manera més sistemàtica. Pel que fa a la tercera àrea, la de la substitució motora, és evident que la manca de possibilitat d'efectuar accions com la prensió d'objectes limita enormement l'autonomia i la qualitat de vida. Com a referència de possibles usuaris d'aquesta àrea d'aplicació, cal notar que un 40% dels pacients amb lesió medul·lar pateixen diferents nivells de tetraplegia, amb la consegüent pèrdua motora també a les extremitats superiors. En aquest àmbit, les interfícies neurològiques haurien de permetre a l'usuari controlar un dispositiu robòtic, ja sigui com un element extern d'actuació (un assistent personal) o com a element portable sobre el propi cos, és a dir, un exosquelet o ortesi que actua sobre una extremitat per aportar robòticament la mobilitat perduda. Per a la substitució motora es consideren també les neuropròtesis: uns dispositius d'actuació sobre els grups musculars de l'usuari mitjançant l'estimulació elèctrica funcional (EEF). A través d'elèctrodes col·locats sobre la pell, prop del grup muscular que cal activar, s'apliquen impulsos de corrent controlats. L'objectiu és suplir la manca de senyal nerviós deguda a la interrupció, ja sigui traumàtica o degenerativa, de la transmissió nerviosa des del cervell o a la manca de generació d'aquest senyal a causa d'algun trastorn cerebral. Finalment, en la quarta àrea, la de l'entreteniment, la comunicació amb un ordinador obre la via per utilitzar tots els serveis informàtics (consultes d'arxius de fotos, vídeos o música, llibres electrònics o accés a jocs i xarxes socials) a persones amb limitacions motores per controlar els dispositius usuals d'interacció, com el ratolí, el teclat, etcètera.

L'observació de la natura, que ens ensenya com els processos biològics evolucionen cap a comportaments i mecanismes de motricitat molt eficients, és una font d'inspiració i una guia per a l'estudi i el disseny de molts sistemes robòtics, especialment per obtenir sistemes de locomoció més eficients energèticament. També en la neurorobòtica es recorre a la bioinspiració, en la recerca en temes de comunicació, d'aprenentatge o en el procés interpretatiu de la visió.

4. El sistema nerviós i la informació neurològica

El sistema nerviós humà és molt complex i comprèn des del cervell, on es produeixen els senyals de control que es distribueixen per tot el cos a través de les vies de comunicació, la medul·la espinal i els nervis, fins als terminals nerviosos, sensors i motors. El sistema neurològic, un sistema de control distribuït, és compost pel sistema nerviós central (SNC) i el sistema nerviós perifèric (SNP). En la figura 2 es mostra l'abast del sistema nerviós

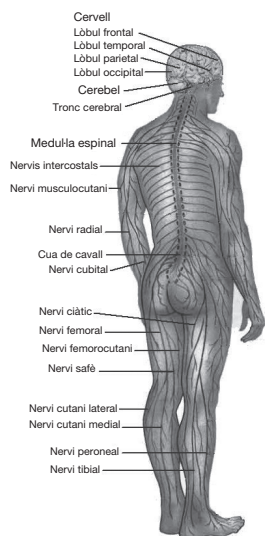


FIGURA 2. Sistema nerviós humà.

humà. L'SNC és constituït per l'encèfal (cervell, cerebel i bulb raquidi) i per la medulla espinal. En el cervell es generen els senyals de control que es tradueixen en actuacions als grups musculars. La medulla espinal es pot considerar també l'autovia de la informació biològica, a través de la qual circulen els senyals electroquímics en ambdós sentits, portant els senyals de control als nervis motors (senyals eferents) i retornant informació perceptiva provinent dels nervis sensors (senyals aferents). La medulla espinal genera directament senyals eferents a partir de senyals aferents, en el control reflex. L'SNP és format per tots els nervis i neurones fora de l'SNC, com les neurones motores, que produeixen el moviment, i les sensores, que perceben i transmeten la informació captada, tant la que fa referència a la informació exteroceptiva epidèrmica com la propioceptiva corresponent a l'estat cinètic i cinemàtic del cos. En la figura 3 es mostra un esquema de les diferents parts que componen el sistema nerviós.

El cervell conté uns cent mil milions de neurones, en un nombre molt variable segons l'edat i altres condicions; cadascuna d'elles està connectada elèctricament i químicament a centenars de neurones més, a través dels axons. Aquesta gran interconnectivitat li permet gestionar accions, sentiments, pensaments i memòria. Per fer una tasca, per simple que sigui, l'SNC comença percebent les condicions de l'entorn per poder-la realitzar, planifica els moviments a efectuar, valora les múltiples trajectòries que permeten executar-la, desencadena els moviments musculars i valora contínuament la realització de la tasca per replanificar-la si cal durant l'execució. Per exemple, per realitzar una acció

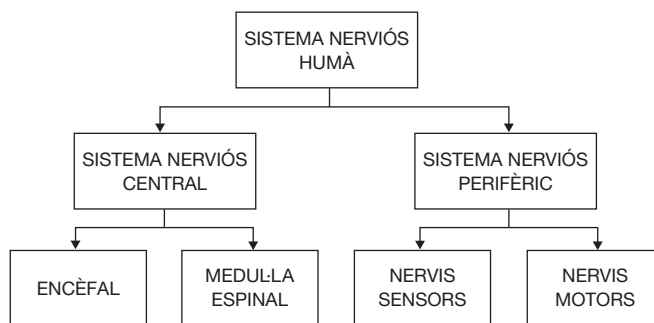


FIGURA 3. Configuració del sistema nerviós humà.

manual, un braç disposa de cinquanta-dos músculs, cosa que constitueix un sistema sobreactuat, ja que té més actuadors dels estrictament necessaris per realitzar els moviments. Per això cal determinar la funció espai-temps i generar el patró d'activació corresponent (patró de l'acció d'agafar, patró de la marxa, etc.). L'SNC selecciona la millor combinació de músculs, de manera inconscient per a nosaltres, d'entre la infinitat de solucions possibles, i sembla que prioritza els moviments que conjuntament consumeixen la mínima energia, però com que hi intervenen també altres factors, és encara un motiu de recerca dins la neurociència. Se sap també que en el sistema nerviós existeixen diferents centres de generació de patrons, no localitzats al cervell sinó a la medul·la espinal, que són circuits neuronals que generen patrons de comportament per als moviments rítmics, tant els reflexos, com la dilatació de la pupila; els involuntaris, com la respiració i el ronc, i els voluntaris, com la marxa, gratar-se i agafar un objecte (Cheung i Bizzi, 2011).

Del coneixement del cervell, a grans trets se'n pot dir que al lòbul frontal les funcions que hi tenen lloc són el raonament, la planificació, una part de la parla, el moviment, les emocions i la resolució de problemes. En el lòbul parietal, un altre cop el moviment, i l'orientació i el reconeixement o la percepció d'estímuls. Al lòbul occipital es realitza el processament d'imatges i al lòbul temporal es produeix la percepció i el reconeixement de l'estímul auditiu, la memòria i la parla. En la figura 4 es mostra la localització en el cervell de les zones on es generen o controlen diferents activitats sensorials.

La transmissió dels senyals nerviosos es fa entre les neurones, a través dels axons i per una diferència de potencial entre elles, en una connexió anomenada *sinapsi*. La velocitat de conducció de l'estímul nerviós varia molt depenent del tipus de nervi i el seu diàmetre: va des dels 0,5 m/s als 2 m/s en els que transmeten el dolor i la temperatura, que són els que provoquen els actes reflexos i que arriben fins a la medul·la espinal sense recórrer tot el

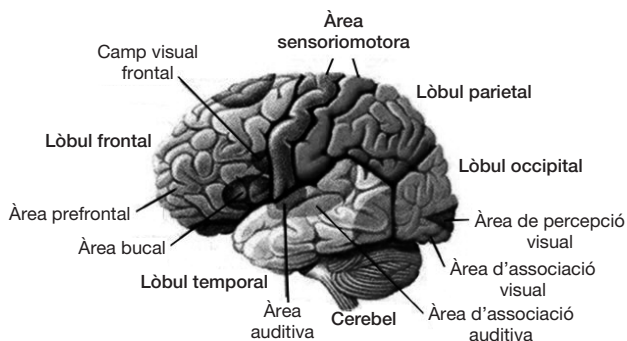


FIGURA 4. Àrees del cervell.

camí fins al cervell, fins als que tenen una velocitat d'entre 70 m/s i 120 m/s, que són els propioceptius, que perceben la sensació de moviment i acceleració a les articulacions i que també són els mecanismes de realimentació per al control motor i de la postura. Les diferències en la velocitat dels senyals nerviosos depenen del diàmetre dels nervis i de si tenen una beina de mielina o no. Finalment, la innervació de les fibres nervioses als teixits musculars produeix el moviment desitjat.

Senyals i imatges neurològics

A més dels senyals adquirits amb l'EEG que per accions voluntàries o involuntàries es generen al cervell i dels quals s'extreu informació de la voluntat, la intenció i l'estat de l'usuari, altres senyals neurològics i biosenyals, així com imatges del mateix cervell, permeten percebre informació complementària, cosa que fa possible, per una banda, entendre'n millor el funcionament i, per l'altra, desenvolupar estratègies de control més intel·ligents dels dispositius d'assistència a persones amb algun tipus de trastorn neurològic.

Les tècniques d'imatge mèdica també contribueixen, doncs, a aportar informació útil amb aquest mateix objectiu. La ressonància magnètica funcional (RMf), una variant de la ressonància magnètica nuclear (RMN), permet detectar l'activitat sanguínia al cervell, per oxigenar les zones que han consumit oxigen per una certa activitat cerebral. Amb aquesta mateixa finalitat s'utilitza la tomografia computada per emissió de fotó simple (SPECT, de l'anglès *single-photon emission computed tomography*) i l'espectroscòpia d'infraroig proper (NIRS, de *near-infrared spectroscopy*), mentre que la tomografia per emissió de positrons (TEP) proporciona informació metabòlica a partir de la mesura del consum de glucosa. Aquestes tecnologies d'imatge són aplicables en diferents àmbits i aporten coneixement de l'estat o l'activitat cerebral, amb la consegüent possible implicació en la comunicació cervell-màquina.

Però els senyals neurològics emprats per al diagnòstic, per al monitoratge o per al control de dispositius no es limiten als senyals obtinguts del cervell. L'electromiografia (EMG) proporciona informació de l'activitat muscular en diferents parts del cos, a partir dels senyals nerviosos de l'SNP, senyals voluntaris o no. L'electrooculograma (EOG) capta els moviments dels ulls. Altres senyals que proporcionen informació biològica d'accions involuntàries són captats per diferents dispositius, com l'electrocardiograma (ECG), que enregistra el ritme cardíac, o l'activitat electrodermal (EDA), que és la resposta electrogalvànica de la pell, sensible a la temperatura i la humitat causades per l'activitat física o la resposta emocional. Tot aquest conjunt de senyals i d'altres, com la pressió sanguínia o la temperatura, que responen, per exemple, a un estat de tensió produïda per l'ansietat o el nivell d'oxigen a la sang, proporcionen informació complementària que permet interpretar l'estat de l'usuari, ja sigui per complementar la informació o per afegir factors correctors o moduladors a la informació extreta d'altres senyals. Les interfícies multimodals, resultat d'integrar informació provinent de múltiples fonts, constitueixen un camp de recerca de gran interès, ja que, pel fet de considerar tant la voluntat de l'usuari (EEG) com la informació, per exemple, del grau de fatiga muscular (EMG, TEP...) o la mesura d'altres senyals biològics com la temperatura o la suor, permeten dissenyar estratègies de control compartit entre l'usuari i el dispositiu o el sistema robòtic, més personalitzades i adaptades a les condicions de l'usuari i de l'entorn en cada moment.

Aquests tipus de senyals i imatges han estat llargament estudiats i utilitzats en el diagnòstic per detectar disfuncions, analitzant les diferències obtingudes en comparar-los amb patrons o models no disfuncionals. Més recentment, s'ha observat que la retroalimentació d'aquests senyals a un pacient, mostrant-li visualment l'estat d'activitat mental, pot actuar com a mètode d'entrenament per potenciar algunes bandes d'activació i compensar així algunes malalties psicossomàtiques. És el concepte *bioretroalimentació* o *biofeedback*. Aquest entrenament també té un ampli recorregut a fer per a les estratègies de neurocontrol en els sistemes robòtics assistencials. En la figura 5 es mostren en un esquema els tipus de senyals i imatges que caracteritzen l'estat i la voluntat de l'usuari i que poden ser utilitzats per al control de neurorobots i neuropròtesis motores.

Senyals EEG

Els estudis sobre el cervell humà han permès establir models de la distribució de les funcions neurològiques, fet que fa possible localitzar els punts on és més convenient col·locar els sensors per extreure'n la informació necessària, ja sigui per al diagnòstic o per al control de dispositius. Aquests models consideren el cervell com una massa de material con-

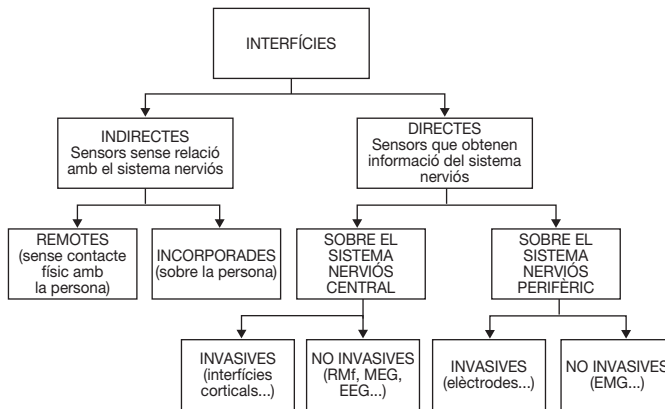


FIGURA 5. Esquema de tipus de senyals i imatges aplicables en neurorobòtica.

ductor, on les nombroses neurones que conté actuen com a fonts de corrent. Atès que no es podrà disposar de tants elements sensors com neurones que generen activitat, la informació resultant serà limitada i necessitarà disposar de tècniques de tractament de senyal adequades per aconseguir nivells d'interpretació acceptables per a cada aplicació.

Els senyals que es produeixen al cervell són molt diferents en funció de l'activitat que els ha generat. Per les seves característiques, els senyals EEG es mouen en un marge de freqüències d'entre 0,5 i 100 Hz i presenten amplituds d'entre 10 i 200 μV . Segons el ritme de freqüència dels senyals que caracteritzen els diversos estats o l'activitat en una àrea determinada del cervell, aquests es poden classificar en:

— El ritme δ (ones delta), en el marge de freqüències d'entre 0,1 i 3,5 Hz, és un senyal de gran amplitud, d'entre 20 i 200 μV . Aquest és el ritme que domina en els estats de son profund, en situacions de no-atenció i en trastorns cerebrals greus. Es produeix al còrtex i té una durada de 2 o 3 segons.

— El ritme θ (ones theta), en el marge d'entre 4 i 7 Hz, té una amplitud d'entre 20 i 100 μV . El seu nom, *theta*, prové del seu origen al *thalamos*. És un ritme menys freqüent i es presenta més sovint en els nens, o en adults en períodes d'estrès o emocionals.

— El ritme α (ones alfa), a la banda d'entre 8 i 13 Hz, és el ritme més actiu en estats relaxats, amb els ulls tancats. Es pot atenuar o bloquejar amb els ulls oberts o quan hi ha activitats o un estat d'atenció. És un senyal predominant a les àrees occipital i parietal i produeix un senyal d'uns 20 a 60 μV .

— El ritme μ (ones mi), també a la banda d'entre 8 i 13 Hz, té una amplitud inferior als 50 μV . És un senyal present al còrtex sensoriomotor però amb característiques

diferents i que reflecteix l'activitat motora. Normalment és de curta durada i pot ser bloquejat amb moviments del membre oposat o simplement amb la relaxació, ja que s'associa a l'atenció amb què s'executa un moviment, ja sigui voluntari, passiu o reflex (és el concepte *imatge motora*).

— La banda β (ones beta) comprèn el marge de freqüències d'entre 13 i 30 Hz i d'amplitud baixa, d'entre 2 i 20 μ V. Es produeix a les regions parietal i frontal del cuir cabellut i està associada a l'atenció a estímuls externs, així com a l'activitat mental relacionada amb les matemàtiques i els processos intel·lectuals. La banda d'entre 18 i 26 Hz està estretament lligada als moviments de les extremitats, com les ones μ . Aquests dos ritmes són, doncs, d'interès en el disseny d'interfícies cervell-màquina per al control de sistemes robòtics.

— A la banda més alta, d'entre 30 i 70 Hz, la banda γ (ones gamma), es manifesten els estats interns del cervell. Hi ha una correlació amb la banda θ referent als processos de memòria intensiva i amb la α en relació amb el procés d'atenció.

A més d'aquest tipus d'activitat rítmica que genera el cervell de manera contínua, també és útil detectar els canvis d'amplitud que es produeixen enfront d'un estímulo extern. Són els potencials provocats relacionats amb aquests estímuls. La diferència d'amplitud del senyal que es produeix enfront d'un estímulo és baixa, de pocs microvolts, comparada amb el senyal continu base de l'EEG. Per això, és necessari prendre diverses mostres en diferents segments de temps, i com que aquest senyal és aleatori, la seva mitjana serà zero, fent possible extreure els potencials relacionats amb la resposta a l'estímulo. Aquests estímuls poden ser exògens o endògens. La resposta als primers es caracteritza perquè depèn de les propietats físiques dels estímuls, com la intensitat sonora o la visual, i produeix un component negatiu als primers 100 ms i un component positiu cap als 200 ms després de l'aparició de l'estímulo. En canvi, els endògens també són provocats per un factor extern, però responen especialment a un procés cognitiu: l'efecte psicològic o de comportament que l'estímulo produeix sobre la persona. No depèn tant de l'estímulo com del reconeixement d'un esdeveniment intercalat aleatòriament enmig del senyal. La resposta s'origina uns 250 ms després de produir-se l'estímulo. Un dels més usats és l'anomenat P300, nom degut al temps de reacció de 300 ms que comporta i en el qual els factors que més influeixen en la resposta són la freqüència d'aparició de l'estímulo i la importància que representa per al subjecte a qui s'aplica. La manera de provocar una resposta de tipus endogen pot ser a través d'estímuls visuals, mantenint un estímulo a una determinada freqüència que l'usuari intenta seguir; pot provocar-se també amb la presència aleatòria en el temps d'un estímulo: en aquest cas s'analitza la preparació per detectar-lo, o atenció-preparació. Una altra resposta és la detecció d'errors en una seqüència.

El coneixement d'aquests tipus de senyals, i especialment on es generen i com la persona pot controlar-los per a la generació d'ordres de control voluntari, és clau en la neurorobòtica.

L'adquisició de senyals electroencefalogràfics es pot fer amb sistemes invasius, parcialment invasius o no invasius (Lebedev i Nicolelis). Els primers, a través de microelèctrodes implantats al cervell per procediments quirúrgics, sistema que es coneix com a electroencefalografia profunda. Des del punt de vista de l'eficiència en la captació i la interpretació dels senyals, és el millor, ja que rep directament les dades allà on es produeixen, prop de les neurones, amb bona intensitat de senyal i sense interferències. L'inconvenient és, òbviament, el caràcter invasiu, ja que comporta una intervenció i, a més, pot produir rebuig a elements externs al cos i a la llarga danyar els teixits. Per aquest motiu està actualment en experimentació animal.

L'ECOG és una tècnica invasiva també però actua al còrtex, sota la duramàter; es pot considerar comparativament com a parcialment invasiva. El seu ús habitual encara és llunyà, perquè no està prou desenvolupada per minimitzar els riscos de provocar altres afectacions, però està en un nivell més avançat d'experimentació en animals que les tècniques més invasives. S'hi utilitza en general una matriu d'elèctrodes epidurals, en forma d'agulles, que penetren al crani per arribar al còrtex (figures 6a i 6b), sense necessitat de cirurgia però sí d'una especial cura en la implantació. També s'ha experimentat aplicant sobre la superfície del còrtex una malla d'elèctrodes (figura 6c); aquesta opció comporta un procés quirúrgic. L'experimentació amb tres macacos (Serruya *et al.*, 2002) controlant un cursor a la pantalla i amb un primat (Carmenta *et al.*, 2003) fent el control d'un braç robot en són uns precedents significatius. En humans també s'ha utilitzat, molt puntualment i de manera temporal. En cas d'epilèpsia, per exemple, ha demostrat ser útil per trobar el focus de l'atac.

Les tècniques no invasives utilitzen elèctrodes superficials sobre el cuir cabellut i són inofensives. Aquestes tècniques presenten limitacions pel fet que la localització de cada sensor està allunyada dels punts on es produeixen els senyals i, en conseqüència, cada elèc-

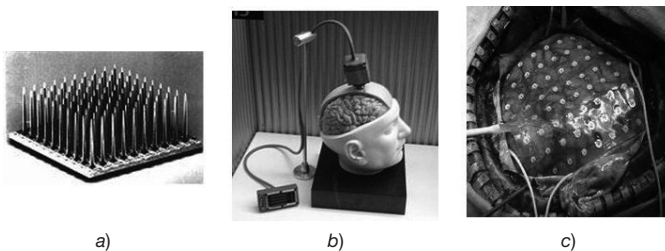


FIGURA 6. Sensors en ECoG: a) matriu d'elèctrodes epidurals, b) aplicació sobre el crani i c) matriu d'elèctrodes sobre el còrtex.

trode recull informació de múltiples comunitats de neurones; és, per tant, més susceptible de patir interferències d'altres fonts de senyals o artefactes, ja siguin degudes a moviments, com obrir i tancar els ulls; als mateixos elèctrodes, o a interferències externes, com els 50 Hz de la xarxa elèctrica.

Els elèctrodes contenen components químics que permeten convertir els corrents iònics que es produeixen en la sinapsi (connexions neuronals) en corrents elèctrics per una reacció d'oxidació reducció. Per garantir l'adequada conductivitat es necessita aplicar un gel conductor entre la pell i l'elèctrode.

Per a la captació d'aquests senyals i basant-se en les diferents àrees i funcions del cervell, s'ha establert un estàndard internacional per fer possible una comparació entre l'experimentació de diferents equips de recerca. És el sistema 10-20, que estableix les diferents zones o punts de captació de senyals on s'ha d'extreure el tipus d'informació desitjat, lligat a l'activitat del cervell en cadascun d'ells. El nom de l'estàndard correspon al percentatge de distància (10% o 20%) entre elèctrodes adjacents respecte a les distàncies màximes des de la part frontal a la dorsal o d'un costat a l'altre. En la figura 7 es mostra la distribució dels elèctrodes en els diferents hemisferis (frontal, temporal, central, parietal i occipital). L'elèctrode de referència i el neutre són els més crítics: el primer serveix de referència de tots els altres i el segon s'utilitza per minimitzar l'efecte de les interferències.

El muntatge d'elèctrodes pot tenir una configuració monopolar o bipolar. En la configuració monopolar l'elèctrode actiu se situa sobre l'àrea d'interès i l'altre elèctrode sobre una zona de baixa activitat, que acostuma a ser el lòbul de l'orella. Aquesta configuració dóna el senyal corresponent a l'activitat a la zona de l'elèctrode, però té l'inconvenient que és molt sensible als artefactes, és a dir, a les interferències degudes a altres activitats que produeixen un biopotencial, com el moviment dels ulls o l'activitat muscular. En el muntatge bipolar els dos elèctrodes actius se situen a la zona d'interès i se'n mesura la diferència. En captar, ambdós elèctrodes, el senyal des d'una posició diferent, es produeix una certa distorsió en la mesura, però, en canvi, no és sensible als artefactes. La impedància d'entrada oscil·la entre 1 k Ω i 10 k Ω .

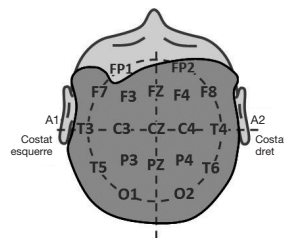


FIGURA 7. Estàndard internacional 10-20 de matrius d'elèctrodes per a l'EEG superficial.

L'EEG basada en elèctrodes no invasius és la tècnica actualment més emprada en sistemes de comunicació cervell-màquina i, per tant, d'interès en la neurorobòtica. El seu ús, sobretot en la recerca, ha anat creixent en els darrers anys i existeixen ja diversos sistemes de captació comercials, que contenen des d'un únic sensor fins a cent vint-i-vuit. Els sistemes per al control de dispositius poden necessitar pocs elèctrodes, depenent del nombre d'estats a detectar, però se'n necessiten més per al diagnòstic clínic o per a controladors més complexos. L'ús creixent dels sistemes EEG fa que ja hi hagi algun sistema orientat al món de l'entreteniment i els jocs. Els mòduls de captació, generalment en forma de gorra elàstica que es col·loca sobre el cap, segueixen l'estàndard 10-20 i la recerca es focalitza en el tractament posterior d'aquests senyals per poder caracteritzar-los i extreure'n els paràmetres d'interès per a cada aplicació. En la figura 8 es mostra un equip de captació d'aquest tipus, així com la representació espacial en fals color de la distribució d'activitat a cada zona del cervell, vista en diferents plans de tall.

Per les característiques dels senyals EEG, per al procés de captació cal un cert entrenament per part de l'usuari. L'ús per al control de dispositius robòtics comportarà la implicació de l'usuari per aprendre a potenciar algunes de les ones rítmiques o reaccionar enfront d'estímuls de la manera desitjada per accionar aquests mecanismes externs d'assistència. La interfície de treball per a l'entrenament i la manera de presentar els estímuls en el cas dels potencials provocats són importants per aconseguir uns resultats acceptables. El processament dels senyals EEG per tal d'extreure'n la informació de la voluntat de l'usuari comportarà l'ús de tècniques de processament de senyals que permetin diferenciar i identificar els diferents estats mentals o de voluntat d'execució de moviments que corresponguin a les diferents ordres que es puguin considerar. Com que el nostre organisme actua amb una realimentació constant, de manera que el senyal generat és en funció de

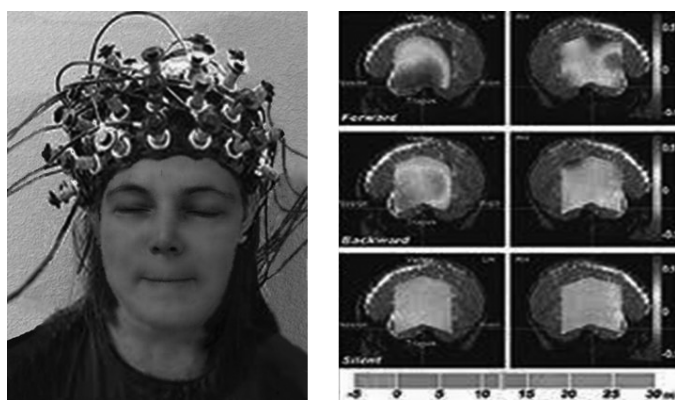


FIGURA 8. Adquisició de senyals EEG i la seva representació espacial.

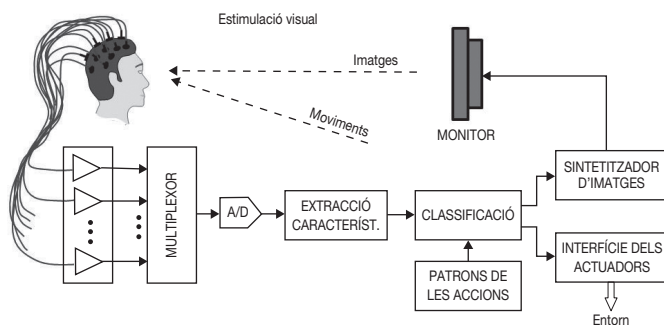


FIGURA 9. Estructura d'un sistema de control basat en l'EEG.

l'acció desitjada i de la resposta obtinguda, és necessari també establir un sistema de realimentació visual addicional per a les etapes inicials de rehabilitació. En la figura 9 es mostren els elements que intervenen en tot el procés: els mòduls d'amplificació del senyal, de classificació, de control i de monitoratge d'imatges i dades que permeten a l'usuari visualitzar el seu estat o l'execució de l'acció volguda. Aquest monitor permet a l'usuari potenciar el senyal emès al sistema nerviós per realimentació visual positiva. Dels senyals adquirits, cal extreure'n els paràmetres que els caracteritzin suficientment per poder, a partir d'aquests, classificar els diferents estats. Alguns algorismes per a l'extracció de paràmetres es basen en la identificació de freqüències característiques per mitjà de la transformada ràpida de Fourier (FFT) o la descomposició en ondetes, o algorismes com l'anàlisi de components principals (ACP) o l'anàlisi de components independents (ACI). Per a la classificació, en els casos més senzills, on hi ha dues opcions (dos estats), una simple funció lineal i l'aplicació d'un llindar de decisió poden ser suficients. Quan el nombre d'estats és superior, cal recórrer a funcions no lineals, però a causa de les dificultats per poder obtenir algorismes de classificació fiables, s'utilitzen sistemes de control amb capacitat d'aprenentatge com les xarxes neuronals.

Altres senyals electrofisiològics

L'EMG és la tècnica de mesurar i enregistrar els potencials elèctrics associats a la contracció de les fibres musculars. En estat de repòs, l'activitat elèctrica muscular és constant, i quan es produeix una contracció, aquesta activitat augmenta en relació directa amb la velocitat de la contracció i el nombre de fibres implicades. La mesura d'aquests senyals es fa també amb elèctrodes sobre la pell, sobre el múscul o el grup muscular d'interès, normalment en configuració bipolar. La implantació d'elèctrodes per a una mesura de més qualitat a prop del múscul està en un procés d'experimentació quirúrgica que troba encara moltes dificultats per al seu ús pràctic. La banda de freqüències d'aquests senyals està

compresa entre els 20 i 1.000 Hz, encara que normalment no superen els 400 Hz. L'amplitud en repòs és de pocs microvolts i augmenta a centenars de microvolts quan hi ha activitat muscular.

En aplicacions de neurocontrol, els senyals EMG s'utilitzen per controlar pròtesis, sobretot de mà: són les anomenades *pròtesis mioelèctriques*. Aquests sistemes de neurocontrol parteixen de la captació dels senyals que el cervell encara envia després de l'amputació, ja sigui quirúrgica o traumàtica, d'un braç, captant els senyals mioelèctrics amb uns elèctrodes i efectuant la identificació de moviments primaris, com ara pujar o baixar el braç i obrir i tancar la mà, per activar segons la seva voluntat un braç amb una mà protètica. Quan s'utilitza el control EEG en altres dispositius robòtics, els senyals EMG poden aportar informació de l'usuari que reflecteixi l'activitat o la fatiga muscular.

L'EOG, que mesura la diferència de potencial entre la còrnia i la retina, proporciona informació sobre la velocitat i el canvi de direcció del moviment de l'ull. S'hi utilitzen també elèctrodes en configuració bipolar, situant-los a ambdós costats de l'ull (per detectar moviments horitzontals) o a dalt i a baix (per detectar moviments verticals). Els moviments oculars són d'interès per al control de sistemes de comandament de l'entorn per a persones amb lesió medul·lar cervical per sota del coll, que han perdut tota mobilitat i requereixen un ajut constant. Tant els senyals EMG com els EOG són també útils per a la detecció d'artefactes en senyals EEG i, per tant, per a millorar-ne la qualitat.

L'EEG que mesura el ritme cardíac es pot extreure també amb elèctrodes en configuració bipolar a diferents parts del cos. En aquest cas, més que com a senyal de control com l'utilitzat en els marcapassos a demanda, la informació pot ser útil per modificar les estratègies de control dels sistemes d'ajut enfront de la detecció d'un estat d'estrès, ansietat, etcètera.

A més d'aquests senyals, i tenint en compte que hi ha una gran varietat d'activitats i estats mentals (com la motivació o la relaxació) i sentiments que produeixen canvis en la resposta electrodermal, l'EDA és una altra font d'informació en els sistemes de comunicació cervell-màquina. En aquest cas, es basa a mesurar els canvis de conductivitat de la pell, per la temperatura o pel grau d'humitat (sudoració) que provoquen aquests estats. L'adquisició del senyal es fa mesurant la resistència entre dos elèctrodes situats sobre la pell. Normalment els elèctrodes es col·loquen a les falanges de dos dits contigus.

Altres mesures de l'activitat anatòmica

La informació, ja sigui de la voluntat de l'usuari o sobre el seu estat, pot obtenir-se també, com ja s'ha indicat en la figura 5, d'altres fonts no provinents directament del sistema nerviós. Els sensors remots, com la visió, permeten detectar els moviments, seguir-los i

extreure'n la postura i els gestos. Postura, moviments i gestos poden constituir ordres de control voluntàries als sistemes d'ajut a la mobilitat o reflectir un estat o disfunció que en condicioni l'estratègia de control. Aquesta informació també es pot captar amb sensors, per exemple magnètics, col·locats a diferents parts de l'anatomia. També es poden utilitzar sensors inercials per a la mesura del moviment, entre d'altres. Amb els uns i els altres es pot detectar, per exemple, els moviments dels ulls per a ordres simples de control o seguir el patró de la marxa per avaluar disfuncions o per al control d'exosquelets, complementant així la informació neurològica. La informació obtinguda d'aquests tipus de sensors, que permeten mesurar paràmetres físics com ara angles, desplaçaments, acceleracions o posicions a l'espai, té l'avantatge que no presenta les dificultats interpretatives pròpies d'una anàlisi molt elemental de la complexa activitat elèctrica que genera el sistema nerviós, però té l'inconvenient que necessita disposar a sobre del pacient els dispositius electrònics, o situar-los a l'entorn, però això limita el seu abast d'actuació.

Imatges anatòmiques i de l'activitat cerebral

Tot i el potencial que ofereixen les tècniques d'imatge, el seu ús per al neurocontrol és encara molt limitat, però l'evolució tecnològica fa preveure'n un ús més normalitzat en el futur.

Les imatges de ressonància magnètica (RM) fan visualitzar l'estructura del cervell i són especialment útils per a la detecció de petits canvis anatòmics que reflecteixen alguna malaltia o trauma. També són útils per determinar l'adequada posició en 3D dels punts adients per implantar els elèctrodes en aplicacions com el tractament del Parkinson. La formació d'aquestes imatges 3D es basa en les propietats mecanicoquàntiques dels nuclis atòmics d'elements que contenen un nombre senar de protons o neutrons, com l'hidrogen, element molt abundant al cos humà. Quan se sotmet el pacient a un intens camp magnètic, els spin dels àtoms polars (de nombre atòmic senar) s'orienten, i si es produeix en sentit transversal una excitació mitjançant un pols de radiofreqüència, es produeix una ressonància en forma de moviment de precessió en què la seva freqüència (freqüència de Larmor) és en funció del moment magnètic de cada element i de la intensitat d'aquest camp (figura 10). Aquesta propietat permet localitzar a l'espai la ressonància produïda per la concentració d'àtoms en els diferents teixits: en primer lloc, variant horitzontalment la intensitat del camp magnètic aplicat. Per poder fer una diferenciació vertical, és necessari obtenir les dades corresponents a l'espectre freqüencial horitzontal obtingut també en altres orientacions del camp magnètic lateralitzat que és aplicat. Per poder obtenir les dades en l'espai 3D, aquest camp magnètic rota alhora que es fa avançar la llitera del pacient, i així es produeix l'exploració helicoidal (figura 11). Posteriorment, l'anàlisi de

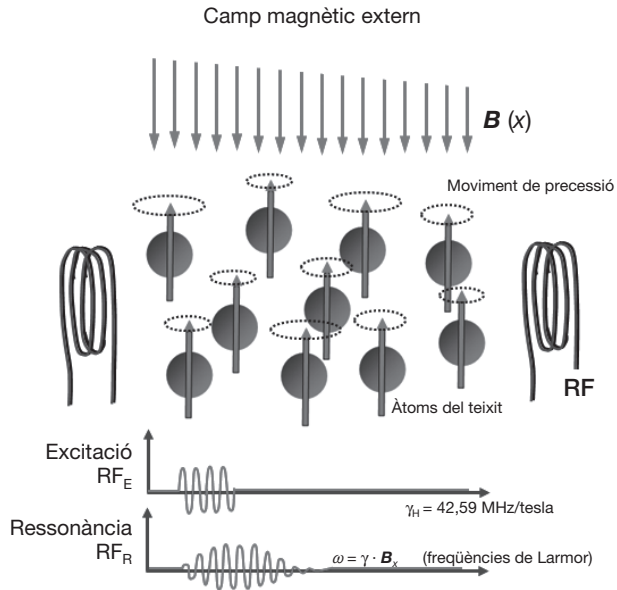


FIGURA 10. Principi d'obtenció de la RM.

densitats dels diferents elements químics analitzats (^1H , ^{13}C , ^{17}O ...) a cada punt de l'espai tridimensional permet identificar el tipus de teixit i construir així el model anatòmic tridimensional.

En els darrers anys, i encara en fase experimental, apareix la RMf, basada en el mateix principi però que potencia la resolució temporal enfront de la resolució espacial. D'aquesta manera, encara que s'obtenen imatges de més baixa resolució, es poden obtenir seqüències temporals en temps real que permeten detectar canvis que reflecteixen una intenció o tasca induïda, mesurant el BOLD (*blood-oxygen-level dependence*, l'efecte hemo-

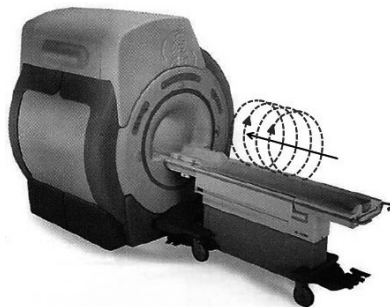


FIGURA 11. Exploració helicoidal per rotació del camp magnètic i avanç simultani de la llitera del pacient.

dinàmic), conseqüència de fluxos de sang produïts a la zona en qüestió. Actualment ja hi ha resultats experimentals favorables (Sitaram *et al.*, 2007) en el control, per exemple, de mans robòtiques destres, però encara és massa costosa i voluminosa per usar-la per al neurocontrol.

En la mateixa línia s'utilitza la tecnologia òptica basada en l'infraroig proper (la NIRS), en la qual sensors matricials col·locats sobre el cap projecten llum infraroja que travessa el cuir cabellut i el crani i que es dispersa en el còrtex segons el grau d'oxigenació, fet que permet mesurar aquesta activitat metabòlica. Com que és d'abast local, cal poder determinar on s'ha d'aplicar. Kashou *et al.* (2007) utilitzen conjuntament la RMf per localitzar la zona d'interès i la NIRS per al monitoratge amb més alta resolució. La NIRS també és utilitzada per Kanoh *et al.* (2009) per detectar la intenció de moviment: el concepte *imatge motora* emprat també com a ordre de moviment.

La magnetoencefalografia (MEG) es basa en la mesura del camp magnètic que produeix l'activitat elèctrica al cervell per l'efecte del flux dels corrents iònics durant la sinapsi (la neurotransmissió). Per a això utilitza un magnetòmetre molt sensitiu que permet mesurar camps magnètics molt dèbils, fins a $5 \cdot 10^{-18}$ tesla, i encara que és de baixa resolució dimensional, aconsegueix una alta resposta temporal i és menys sensible al soroll que l'EEG. A diferència de la RMf, ja es fabrica en forma de casc, però encara és un equip molt gran i ha d'estar magnèticament aïllat per evitar efectes de camps magnètics externs al cervell, com el camp terrestre, per la qual cosa encara no arriba al nivell d'operativitat de l'EEG, però ja hi ha experiències de control de neurorobòtica (Chen i Bai, 2009).

De la mateixa manera que la RM produeix models anatòmics basats en la composició química de cada element volumètric a l'espai, altres formes d'obtenir models 3D permeten aconseguir imatges de l'activitat metabòlica, de gran utilitat per obtenir imatges corresponents a l'activitat cervical. Així, les imatges TEP es basen en la detecció d'emissions gamma produïdes per la injecció d'un contrast radioactiu al flux sanguini, ja sigui ^{15}O , ^{18}F o ^{13}N ; el decaïment d'aquests àtoms radioactius produeix l'emissió de positrons de la forma: ${}^A_ZX \rightarrow {}^A_{Z-1}X + e^+ + \nu$. I els positrons (e^+), després d'un curt recorregut aleatori inferior al mil·límetre, s'aniquilen amb algun electró (e^-) i produeixen dos raigs gamma oposats (antiparal·lels) d'energia 511 keV, que poden ser detectats. Per poder determinar la posició a l'espai dels punts d'emissió, corresponents als punts de més flux sanguini, els sensors també roten, com en el cas de la RM, i permeten construir el model tridimensional.

Però, igual que succeeix amb la RM, les imatges TEP i les SPECT, que són similars a les TEP però en les quals els sensors utilitzats sols operen amb un dels dos raigs gamma oposats (antiparal·lels) generats, encara necessiten equips excessivament grans i costosos per al seu interès en sistemes de control, però es consideren potencials interfícies en el futur.

5. Neurorobòtica en assistència i rehabilitació

Des del punt de vista de l'assistència, els sistemes robòtics assistencials es poden classificar en dos grups: els que donen assistència de manera permanent en la vida quotidiana de persones amb necessitats especials i els sistemes de rehabilitació, que donen suport de manera temporal en el procés de recuperació de la mobilitat perduda o el seu control. Des del punt de vista robòtic, els robots es poden classificar segons si van incorporats a la persona usuària d'aquesta tecnologia o si són elements externs. Els primers poden ser pròtesis, elements que substitueixen les extremitats perdudes, ja siguin mans, braços, peus o cames, o ortesis, exosquelets robòtics que, col·locats sobre les extremitats, proporcionen de manera total o parcial la funcionalitat perduda. Els robots externs són robots d'assistència personal. En aquest grup es poden considerar, per una banda, les ajudes tècniques, com les cadires de rodes o els caminadors intel·ligents, que, mitjançant la seva robotització, és a dir, dotant-los de capacitats de percepció i d'actuació més o menys autònomes, faciliten el control voluntari de l'usuari o l'ajuden a la rehabilitació (Rebsamen *et al.*, 2010). Per altra banda, en aquest grup, es poden considerar els robots pròpiament dits, que poden anar des dels braços robòtics auxiliars que supleixen les funcions de manipulació que la persona amb discapacitat no pot fer fins als robots humanoides, amb forma humana, acostant-nos cada cop més al concepte *robot company* o *assistent personal*.

Quan el robot ha d'arribar a ser una eina d'ajut a la rehabilitació i, molt especialment, quan ha de ser una eina de suport a la vida quotidiana, un company o un assistent personal, és necessari disposar de sistemes més intel·ligents i amb capacitat d'interaccionar de manera més intuïtiva i eficient amb les persones. Aquesta fita va topant amb limitacions tecnològiques que en dificulten l'evolució. Aquestes limitacions provenen, d'una part, de les estructures i elements mecànics o electromecànics que configuren el sistema físic de l'ajut robòtic; de l'altra, provenen de les fonts d'energia disponibles; provenen també dels sistemes informàtics de control, així com de la capacitat d'interfície amb l'usuari, tant la capacitat funcional com l'ús amigable, que en condicionaran l'acceptabilitat (Casals, 1998). Aquesta necessitat d'interacció amigable ha de considerar tant les limitacions físiques de l'usuari com els aspectes cognitius i d'atenció.

La recerca se centra, doncs, tant en el desenvolupament de tecnologia per poder desenvolupar sistemes robòtics físicament més compatibles amb les condicions de les aplicacions a les quals van destinats com en l'estudi d'estratègies de control més intel·ligents, cosa que comporta la necessitat d'obtenir informació més completa i fiable de la voluntat i de l'estat de l'usuari, així com de les tècniques de processament d'aquesta informació per interpretar-la. Així doncs, a continuació es descriuen els diferents tipus de sistemes robòtics per a l'assistència en l'àmbit de la discapacitat i el seu control i, finalment,

s'aprofundeix en els conceptes de neurorobots i neuropròtesis per aconseguir una assistència màximament adaptada a les necessitats individualitzades i canviants de cada usuari d'aquesta tecnologia.

Les ortesis i pròtesis robòtiques

La robòtica ha estat i és una valuosa eina per a la implementació d'ortesis i pròtesis, tant de les extremitats superiors com de les inferiors. Els elements protètics, abans de la introducció de la robòtica, constituïen elements mecànics passius, és a dir, no motoritzats, i presentaven, per aquest motiu, capacitats funcionals molt limitades. En el cas d'una extremitat inferior, aquests elements tenien per objectiu poder suportar el pes del cos i permetre caminar amb l'ajut de la cama no afectada, donant així una aparença externa de normalitat. En el cas dels braços, aquestes pròtesis passives eren, a part de les finalitats estètiques, i mitjançant l'entrenament, un element d'ajut per al braç no afectat.

En canvi, les ortesis, com que tenen finalitats d'assistència més activa, requereixen necessàriament un element motoritzat d'estructura robòtica, i tenen dues orientacions principals: la rehabilitació hospitalària o domèstica i l'assistència quotidiana en la vida diària. En el cas de la rehabilitació hospitalària, aquestes ortesis adaptades a les funcions de rehabilitació en espais especialitzats han de poder ajustar-se a l'anatomia de persones de complexió i afectacions diferents. Però, en general, les seves dimensions no estan condicionades per l'espai i el seu elevat cost és assumit, pel servei que proporcionen. Un exemple d'aquest tipus d'ajut es mostra en la figura 12. El Lokomat és un exosquelet associat a una cinta de transport per a la rehabilitació de la marxa. L'equip permet, per una banda,



FIGURA 12. El Lokomat, ortesi per a la rehabilitació de la marxa.

o parcialment el pes amb arnesos per alleugerir l'esforç que ha de fer, i, per l'altra, establir el grau d'actuació de l'exosquelet per oferir diferents nivells d'assistència en l'execució de cada passa en la marxa sobre la cinta de transport.

La rehabilitació robòtica en l'entorn domèstic és encara un repte a superar, pels condicionants de volum i cost d'aquests equips. En el segon cas, les ortesis per a l'assistència personal poden ser ajustades a l'anatomia de l'usuari, però el seu disseny ha de ser molt més compacte, ja que han de poder operar en uns entorns, els domèstics, molt més reduïts, i el seu cost esdevé un obstacle insalvable per a molts usuaris.

Actualment, ja estan disponibles sistemes assistencials de la marxa compactes i econòmicament assequibles, ja que no són caminadors que hagin de realitzar tot l'esforç que representaria una tasca de substitució, sinó que representen únicament l'ajust necessari per compensar facultats perdudes o reduïdes (figura 13).

Les principals limitacions dels sistemes robòtics d'ajut a la mobilitat provenen tant de les dificultats que comporta haver d'adaptar-se a la complexitat cinemàtica de l'anatomia humana com del pes i volum resultants de la seva implementació mitjançant una cadena cinemàtica robòtica. En el cas de les extremitats superiors, poder assistir la mobilitat d'un braç comporta set graus de llibertat (figura 14), però la dificultat mecànica que suposa la seva implementació no ve del nombre d'articulacions motoritzades que això comporta, sinó de la seva configuració. En l'articulació de l'espatlla, per exemple, la ròtula de l'húmer permet la flexió-extensió (ω_1), la rotació interna-externa (ω_2) i l'abducció-adducció (ω_3), però en robòtica la implementació de ròtules actives no està resolta mecànicament, i menys amb els elevats marges de flexió i parell que es donen en l'anatomia humana, fet que obliga a superposar en un mateix punt de rotació tres girs en eixos ortogonals i a suportar igualment parells elevats, el que en fa difícil la compactació.

En el cas de les extremitats inferiors (figura 15), igualment es disposa de set graus de llibertat: els tres de la ròtula del fèmur, el gir del genoll i els tres del turmell. La robotització d'una cadena cinemàtica equivalent, tot i que una ortesi o una pròtesi d'extremitat inferior podria prescindir de la rotació d'orientació del peu (ϕ_3), ja que aquest gir pot ser assumit pel corresponent gir de la ròtula del fèmur (ω_3), comporta les mateixes dificultats per implementar els moviments de les ròtules, dificultats que augmenten pel fet d'haver d'assumir la realització d'esforços més elevats.

La recerca per fer possible aquest ús en l'entorn domèstic i d'assistència personal va en la direcció dels que s'anomenen *robots portables (wearable robots)*, amb l'objectiu de compactar l'estructura robòtica al límit en forma de roba de vestir, un pas més dels vestits intel·ligents (Ru-



FIGURA 13. Caminador Honda d'assistència personal.

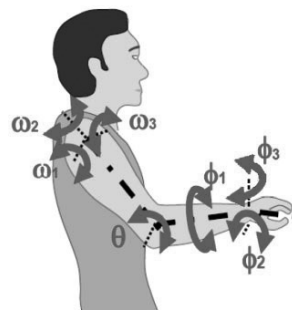


FIGURA 14. Graus de llibertat del braç.

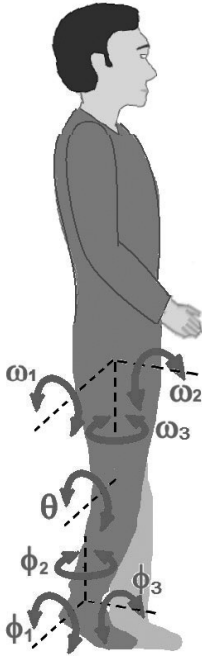


FIGURA 15. Graus de llibertat de la cama.

Les pròtesis robòtiques per a les extremitats superiors són d'estructura més complexa, ja que, a part dels moviments del braç, els moviments dels cinc dits de la mà comporten dinou articulacions (figura 16). Per implementar mans ortopèdiques amb una



FIGURA 16. Mà amb dits poliarticulats per a la implementació de pròtesis destres.

therford, 2010; Pons, 2008). La recerca se centra, doncs, tant en els materials i fibres de teixits per construir els robots com en els actuadors, els sensors i l'emmagatzematge d'energia. Entre els actuadors, cal mencionar les tecnologies emergents basades en polímers electroactius, en fluids electroreològics i magneto-reològics i en materials amb memòria de forma. Pel que fa als sensors, en general es basen en tecnologia clàssica, però cal miniaturitzar-la per poder integrar-la a l'estructura, com els inercials fabricats amb sistemes microelectromecànics (MEMS) o els elèctrodes per a les mesures bioelèctriques (EMG i d'altres). Són necessaris també sensors de força per percebre la interacció física amb l'ortesi o la informació cinètica de l'extremitat i, finalment, els sensors climàtics, de mesura de la temperatura i la humitat. La recerca de materials més lleugers i flexibles i les tècniques de fabricació de bateries més lleugeres i amb una autonomia més llarga són altres reptes dels robots portables.

aparença el més realista possible, cal reproduir l'anatomia completa dels cinc dits i les seves falanges, encara que tots aquests moviments no són estrictament necessaris per assolir una elevada capacitat de manipulació. Per arribar a un bon compromís entre la complexitat i l'eficiència, s'aconsegueixen capacitats de prensió i manipulació força elevades utilitzant arquitectures poliarticulades subactuades. Amb aquestes arquitectures, que disposen de menys actuadors que articulacions (figura 17), s'aconsegueix que cada dit sigui mogut per un sol actuator, que transmet el moviment a les tres falanges articulades, distribuint uniformement el parell sobre cada articulació i adaptant-se així a la forma de l'objecte

manipulat. El concepte *robots subactuats* va ser introduït per Hirose (1985). Aquesta estructura subactuada pot estendre's igualment entre els dits de la mà, utilitzant un sol actuator per distribuir la força de tancament entre dos dits o més. D'aquesta manera, els moviments de la mà podrien quedar reduïts a quatre actuadors, mantenint encara prou capacitat funcional per a moltes tasques manuals. En aquest cas, dos dels moviments permeten obrir i tancar la mà, diferenciant el dit polze però actuant conjuntament sobre els altres quatre dits, i utilitzant també un motor per separar o ajuntar aquests quatre dits, amb les tècniques de subactuació, i utilitzant el quart actuator per girar el dit polze.

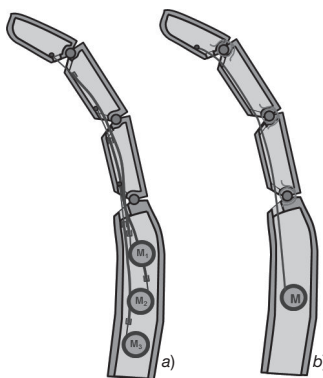


FIGURA 17. Dit amb tres articulacions amb: a) actuadors independents i b) estructura subactuada.

Així doncs, s'aconsegueixen arquitectures robòtiques més simplificades i, per tant, més econòmiques, que poden ser mimetitzades com el braç sa, i s'aconsegueixen unes creixents capacitats funcionals que les pròtesis passives no proporcionen, condició necessària perquè aquestes pròtesis robòtiques comencin a ser acceptables per a molts usuaris (figura 18).

La rehabilitació de la mà encara es basa en dispositius simplificats respecte a la mà anatòmica, amb un nombre més limitat de graus de llibertat i amb dissenys molt específics segons el tipus de rehabilitació necessari, ja que segons el tipus de trauma es pot necessitar immobilitzar alguna part o activar-ne d'altres de manera assistida. L'assistència als moviments pot ser de manera passiva per a l'usuari: en aquest cas, la mà robòtica realitza els moviments preestablerts sense esperar cap reacció per part de l'usuari, un funcionament considerat d'anell obert, tot i estar fortament realimentat, per evitar pro-

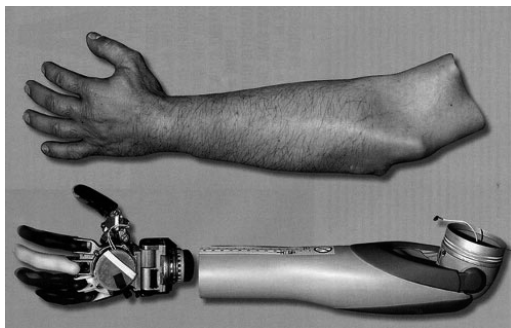


FIGURA 18. Braç ortopèdic robotitzat amb un recobriments mimètic de silicona.

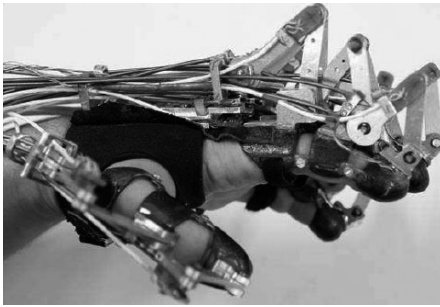


FIGURA 19. Ortesi destra experimental.

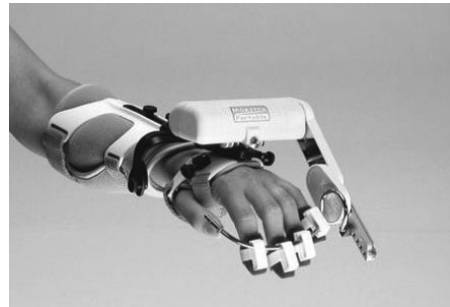


FIGURA 20. Ortesi clínica.

duir esforços superiors als estipulats pel fisioterapeuta en cada cas. D'aquesta manera, el pacient recupera la consciència del moviment. L'assistència als moviments també pot ser de manera activa: en aquest cas, el robot ofereix diferents graus d'assistència o resistència per potenciar l'activitat i la força musculars.

En la recerca es treballa amb ortesis amb diferents graus de complexitat, com la de la figura 19, amb quatre graus de llibertat per dit, mentre que en l'àmbit clínic tenen únicament dos graus de llibertat per a l'extensió del canell i els dits, o un grau de llibertat per dit, com la que es mostra en la figura 20. Aquesta simplicitat les fa lleugeres i còmodes i són útils per activar la musculatura, però tenen com a inconvenient que, en no ajustar-se prou a l'anatomia, poden produir dolor per l'aplicació de sobreesforços localitzats.

El control d'ortesis i pròtesis

Quan la robòtica ha d'assistir persones que han perdut autonomia a causa d'una discapacitat o disfunció física, sensorial o cognitiva, la interacció ha de ser fluida i natural, adequada a les possibilitats físiques i cognitives de l'usuari.

Els patrons d'actuació dels sistemes ortètics dedicats a la rehabilitació no són els mateixos que els d'una pròtesi. En rehabilitació, els exercicis a realitzar són de tipus més repetitiu, programats per un fisioterapeuta, i la interfície amb el personal mèdic està orientada a poder mesurar i fer el seguiment del progrés de cada pacient. Els sistemes protètics, en canvi, han d'actuar a voluntat de l'usuari per fer tasques imprevisibles i la seva interfície està orientada a poder controlar les accions a realitzar, de la manera més autònoma possible, ja que l'usuari no pot dedicar continuadament la seva atenció al control de la pròtesi. En aquest cas, el sistema de control ha de ser el més autònom possible, i la interfície amb l'usuari ha d'estar orientada a admetre ordres de més alt nivell, és a dir, més de tipus genèric, com «Camina», «Seu» o «Aixeca't», que no del tipus més específic que representaria el control pas per pas d'una acció a realitzar.

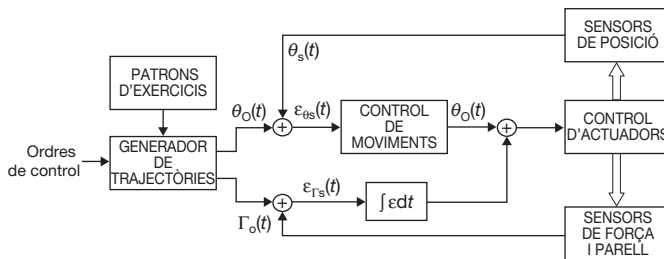


FIGURA 21. Estructura de control d'un sistema ortètic.

Els sistemes de control de les ortesis operen amb dues estratègies de control concurrents: el control geomètric de les trajectòries corresponents als exercicis a realitzar i el control dels esforços adequats a cada usuari. En aquesta estratègia de control híbrida (figura 21), es controla contínuament la velocitat dels actuadors per assolir en cada instant la posició espacial de cada articulació, anul·lant l'error $\epsilon_{\theta_s}(t)$. Si l'esforç realitzat per cada articulació supera el valor establert per a cada pacient en cada exercici, aquesta velocitat s'adapta a l'esforç a realitzar i es redueix la velocitat d'execució fins a la paralització en cas de bloqueig.

En els sistemes protètics, i en els ortètics comandats pel mateix usuari, es fa inviable qualsevol sistema explícit de comandament basat en les interfícies físiques clàssiques, com els polsadors, pedals, palanques o mànecs articulats. En alguns casos, aquest comandament pot ser fet de manera quasi automàtica, com en el cas del moviment d'una cama com a resposta automàtica a cada pas fet per l'altra cama no afectada, atès que es coneix el patró de la marxa. En canvi, aquesta estratègia no és utilitzable en el moviment dels braços protètics, ja que els seus moviments són imprevisibles per a la unitat de control. Per aconseguir-la, s'ha de treballar en condicions molt controlades, havent establert patrons de determinades actuacions estàndard, i en entorns coneguts. Per exemple, agafar un objecte de sobre una taula comptant amb què es disposa d'informació sensorial que permet determinar els paràmetres de control necessaris, com la posició de l'objecte respecte a l'usuari.

Per implementar un sistema de control que pugui ser acceptat per la major part dels usuaris, ha calgut utilitzar sistemes més naturals d'intercomunicació, com la parla. Tot i l'efectivitat actual dels sistemes de reconeixement de veu, aquesta tecnologia no resulta compatible amb un ús quotidià, en què l'usuari pot estar immers en un ambient amb altres converses, amb música, o en espais públics on l'usuari intenta passar el més inadvertit possible.

Per aquest motiu, s'han esmerçat grans esforços per desenvolupar interfícies de comandament basades en la voluntat de l'usuari, utilitzant directament els senyals neu-

rològics (Taylor, Helms Tillery i Schwartz, 2002). Aquests sistemes de neurocontrol resulten els més indicats per integrar una pròtesi a l'usuari, però la seva utilització està condicionada per la capacitat de discriminació i la fiabilitat de descodificació del senyal que es pugui aconseguir. En qualsevol cas, és també necessari considerar la interacció física entre l'usuari i l'ortesi a fi d'evitar sobreesforços que puguin causar molèsties o danys a l'usuari i, per això, cal disposar de controladors basats en estratègies de control acomodatiu (Casals *et al.*, 2008).

Considerant les encara limitades possibilitats dels sistemes de control neurològic, amb els quals es pot discriminar de manera segura un nombre molt limitat d'estats, actualment es poden controlar dispositius robòtics de pocs graus de llibertat. En una pròtesi de mà, les ordres bàsiques serien obrir-tancar i el gir de la mà. Per a aquesta aplicació s'utilitza normalment el control mioelèctric, del senyal EMG pres sobre algun dels músculs als quals l'usuari encara pot enviar senyals nerviosos, però que lògicament no arriben al membre inexistent. Aquest senyal és el que, un cop interpretat, es converteix en ordre als actuadors de la pròtesi. Per a moviments més complexos, per a mans destres com la indicada en la figura 16, calen més senyals de control. Per aquest motiu l'EMG de superfície també disposa de matrius d'elèctrodes que capten la distribució d'activació del múscul. El problema en aquest cas és interpretar aquest conjunt de senyals. Les tècniques que s'estan experimentant, per les característiques diferents de cada persona i de cada grup muscular, es basen en un procés d'aprenentatge de patrons per a cada individu, utilitzant xarxes neuronals que llegeixen la distribució simultània de tots els senyals quan l'usuari expressa mentalment la voluntat de realitzar una determinada acció. En la figura 22 es mostra aquest concepte: a partir dels senyals EMG generats mitjançant la voluntat de l'usuari, aquests identifiquen el patró prèviament après i activen el patró corresponent a la pròtesi per fer la mateixa funció, que farà que la pròtesi executi l'acció desitjada per l'usuari. Un cop après, cada cop que l'usuari pensi en aquesta acció, es detectaran les característiques corresponents a aquest patró i es desencadenaran les accions programades, de manera similar a com ho fa el sistema neurològic a partir dels patrons de moviment generats a la medulla espinal.

En l'àmbit de la recerca, cal remarcar el projecte Cyberhand: pròtesi de mà de cinc dits que emula la mà humana (Micera *et al.*, 2006); un pas cap al concepte de persona biònica, en el qual la integració d'una mà al cos és total. Aquest projecte, tot i haver generat avenços importants, deixa encara molts problemes per resoldre. El control es basa en el fet que, a partir de la intenció de l'usuari, que tria el tipus de prensió, executa l'ordre amb una estratègia de control local per ajustar-se al patró de la corresponent tasca de prensió, i allibera l'usuari de l'atenció excessiva que comportaria un control en un nivell

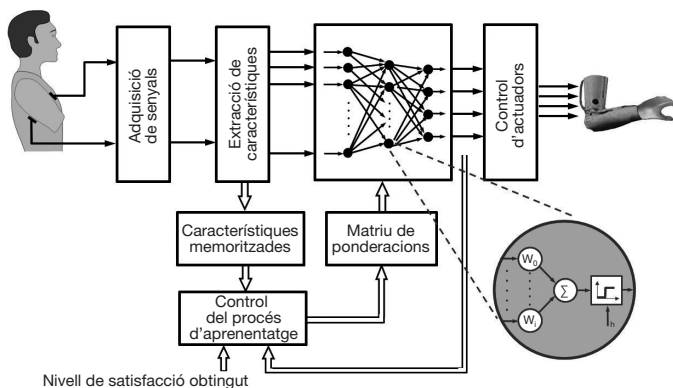


FIGURA 22. Control de pròtesis a partir de xarxes neuronals.

més baix. Això implica disposar de múltiples sensors i actuadors que s'apropin al model biològic i, al mateix temps, que puguin ser integrats a la mà (figura 23).

La comunicació en el sentit eferent per donar les ordres d'alt nivell usuari-pròtesi i en el sentit aferent per retroalimentar els esforços a l'usuari es fa a partir d'interfícies neurals. Com a interfícies neurals s'han experimentat diferents tipus d'elèctrodes que potencien la connectivitat dels feixos de nervis per a aquesta comunicació bidireccional. Els elèctrodes de maniguet, en forma de tub que embolcalla els feixos nerviosos, o els elèctrodes en forma de colador (figura 24) ofereixen moltes possibilitats però encara presenten molts problemes d'ús, com el control limitat tant de la seva posició d'implantació com del creixement dels nervis en el procés de regeneració nerviosa que produeixen.

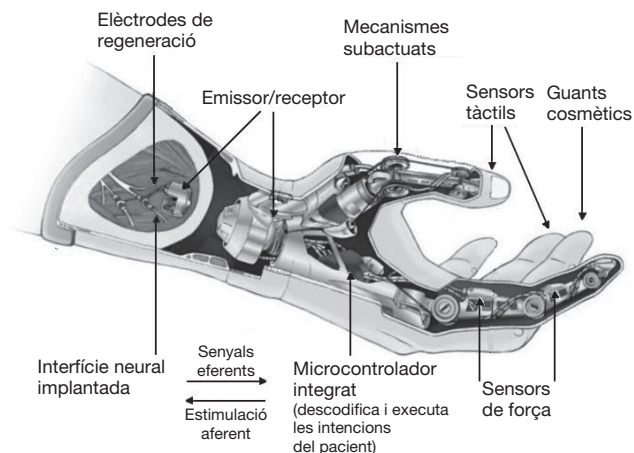


FIGURA 23. La mà biònica Cyberhand.

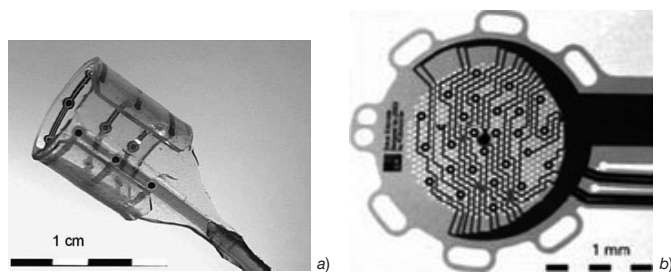


FIGURA 24. Elèctrodes implantables per a la connexió neural: a) de maniguet i b) de colador.

L'objectiu de la recerca en aquests sistemes de comunicació cervell-màquina és fer possible que aquests sistemes robòtics puguin ser efectivament operats per l'usuari a voluntat, però amb prou capacitat de realitzar tasques autònomament, per alliberar l'usuari de l'atenció contínua i d'haver de realitzar accions que potser no pot fer.

Neurorobots i neuropròtesis motores

Encara que la paraula *neurorobòtica*, en el sentit més ampli, engloba els sistemes robòtics que d'alguna manera fan ús dels senyals neuronals o hi interaccionen, hi ha dos conceptes ben diferenciats: el neurorobot i la neuropròtesi motora. El primer és el sistema que engloba un mecanisme robòtic i interactua d'alguna manera amb senyals neuronals, i la neuropròtesi motora és el sistema en què l'actuació ja no la fa el robot, sinó la mateixa musculatura de l'usuari, que és estimulada externament amb EEF. L'aportació de la neurorobòtica en l'ajut a la mobilitat i també en aspectes cognitius és molt àmplia i combina l'actuació robòtica, l'actuació estimulada externament i també la retroalimentació de la percepció de l'actuació robòtica, que motiva l'esforç mental, l'atenció i l'aprenentatge.

En l'àmbit de la rehabilitació, quan l'ortesi i l'extremitat han de cooperar, el control i la interacció neurològica es fan molt necessaris. L'experiència en el camp de l'assistència i la rehabilitació ha anat demostrant que el fet d'aportar ajudes tècniques per substituir una determinada funció pot produir efectes secundaris no desitjats. Per exemple, quan la mobilitat d'un paraplègic és substituïda per una cadira de rodes, tant l'activitat neurològica relacionada amb la marxa com la musculatura corresponent s'anul·len. La manca d'aquesta activitat produeix canvis en la plasticitat cerebral i també en el sistema musculoesquelètic (Navarro, Vivó i Valero-Cabré, 2007; Turner *et al.*, 2001), amb atrofia dels músculs implicats en el moviment, al marge d'altres danys relacionats amb la postura o la immobilitat, com l'aparició de llagues. El mateix passa amb una ortesi si el moviment és totalment produït per la màquina sense exigir cap esforç a l'usuari quan aquest té certa capacitat de fer-lo. Per aquest motiu, cada cop més s'avança cap al disseny de sis-

temes sota el concepte *assistència justa i necessària* (*assisted as needed, AAN*). En el cas de la mobilitat, seria millor caminar, si és possible aconseguir-ho, abans que desplaçar-se en una cadira. Per això, les pròtesis de membres inferiors segueixen essent motiu de recerca, així com els sistemes de rehabilitació de la marxa, ja sigui amb caminadors intel·ligents (Martínez i Cortés, 2006) que detecten la intenció de l'usuari a partir de les forces aplicades als agafadors o amb ortesis i cintes de caminar adaptables al pas per a la rehabilitació de la marxa (Frigola, Peredo i Cappellino, 2007).

Per aprofitar al màxim les possibilitats de la tecnologia sense perjudicar altres aspectes, la tendència en el disseny de sistemes de rehabilitació és aplicar el concepte AAN. Això implica el monitoratge de diversos senyals fisiològics, així com altres mesures externes a partir de sistemes òptics, magnètics o inercials per interpretar la postura o el moviment. Aquesta informació multimodal ha de permetre decidir quant d'esforç ha de fer el robot, per suplir només el que li manca a la persona, o com controlar la velocitat, si l'acció de l'usuari no assoleix els objectius del patró dels moviments a realitzar. Més recentment, s'estan dedicant també esforços per veure com motivar l'usuari a esforçar-se en la realització dels exercicis de rehabilitació, que altrament són monòtons i descoratjadors, ja sigui amb bioretroalimentació o amb estímuls generats amb sistemes de realitat virtual que poden transformar teràpies avorrides en jocs o competicions que encoratgen a aconseguir els objectius desitjats.

El control més eficient de pròtesis o robots d'assistència també es pot millorar amb la retroalimentació d'informació alternativa i complementària a la visió. Per exemple, la prensió d'un vas amb una pròtesi pot ser efectuada més eficientment si la força de prensió és mesurada i utilitzada no només per fer un control reactiu més eficient, sinó que aquesta informació és transmesa a l'usuari per percebre millor l'acció, el que comporta, més que el control del dispositiu, una implicació més motivada i un comportament neuronal normal, evitant problemes derivats de la plasticitat cerebral. En Rodríguez-Cheu *et al.* (2007), la força de prensió és transmesa també neurològicament, perquè no es pot retroalimentar en forma de força sobre la mà inexistent: es fa amb un senyal d'estimulació transcutània (*transcutaneous electrical nerve stimulation, TENS*), semblant a l'EEF, però de menys intensitat, ja que únicament ha de produir percepció del senyal aplicat però no moviment. En la figura 25 es mostra el concepte: el control de la pròtesi es fa a partir del senyal mioelèctric (EMG) i la força de prensió és retroalimentada amb elèctrodes sobre la pell (TENS).

Aquest concepte de retroalimentació a través de senyals d'estimulació externa, l'EEF, ja té unes dècades d'història. L'EEF consisteix en l'aplicació a través d'elèctrodes sobre la pell de senyals elèctrics en forma d'impulsos, preferiblement bipolars, de freqüències d'entre 10 i 100 Hz, per suplir el senyal neuronal perdut.

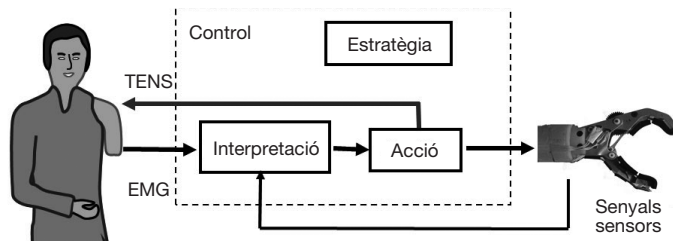


FIGURA 25. Pròtesi amb control EMG i retroalimentació de la força de pressió TENS.

Un camp important d'aplicació és el que s'ha orientat a la restauració de funcions motores com el control d'esfínters, el control postural o accions simples com la pressió, que tan importants són per augmentar l'autonomia personal i l'autoestima. El seu ús s'estén, però, també a altres aplicacions: per exemple, en la reducció del tremolor patològic (Ceres, Mañanas i Azorín, 2011). L'aplicació d'un conjunt de senyals EEF sobre el membre afectat que produeix un senyal contraposat al del tremolor el pot compensar (figura 26a). Alternativament, aquesta funció compensatòria també la pot fer un exosquelet, de manera passiva per part de l'usuari (figura 26b).

Un pas més en aquesta línia és la recerca de Pohlmeier *et al.* (2007) que mostra la doble capacitat d'adquirir la informació neurològica per al control, així com la seva utilització per estimular la musculatura amb EEF, transformant les dades adquirides en senyals equivalents als nerviosos. L'experimentació es va fer amb un mico a qui temporalment es va paralyzar l'avantbraç per avaluar la capacitat de processar la informació de l'ECOG i transferir-la a una matriu d'elèctrodes superficials sobre la musculatura paralyzada.

La cerca d'alternatives que facin més viable aquest control també es pot veure a Charvet *et al.* (2011), en què aquest mateix tipus de senyals de control (ECOG) són transmesos sense fils, per la qual cosa la interfície es torna més portable.

Les possibilitats de la neurorobòtica són, doncs, molt àmplies, però encara amb un ampli camí a recórrer en disciplines tan dispars com la robòtica, la neurociència, la nanotecnologia i la psicologia.

6. Epíleg

Els avenços de la medicina i la biologia han permès evolucionar de manera notable en el diagnòstic i el tractament de malalties, disfuncions, traumatismes i trastorns físics i cognitius que tenen repercussió directa sobre la salut. La recerca en àrees multidisciplinàries com la biotecnologia, la nanotecnologia o la neurociència que es porta a terme en molts centres d'arreu del món, i que també és objecte del grup que dirigeixo a l'Institut de Bio-

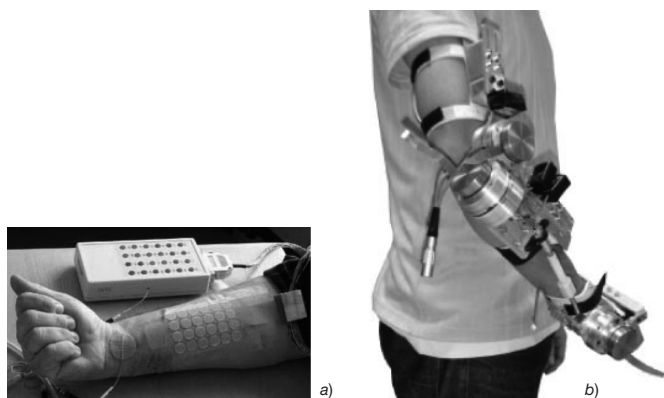


FIGURA 26. Compensació del tremolor patològic: a) amb EEF i b) amb exosquelet.

enginyeria de Catalunya (IBEC), ha obert en els darrers anys grans perspectives i, a la vegada, grans reptes que ofereixen moltes possibilitats esperançadores per a una millor qualitat de vida, a la vegada que presenten incògnites sobre possibles efectes no previstos. En aquest context, la robòtica, i més concretament la neurorobòtica, ofereix un potencial per ajudar a pal·liar els efectes de la discapacitat en el punt on la medicina encara no ha trobat solucions efectives, com en la regeneració de la medul·la per restablir connexions nervioses, i de la seva mà, avançar per trobar les màximes sinèrgies que ajudin a aconseguir sistemes d'assistència que donin el màxim suport a un nombre creixent de persones que tant ho necessiten.

Tots aquests avenços, com tot el progrés de la tecnologia, comporten lògicament aspectes ètics a considerar, pel fet que es produeix una intervenció directa de la tecnologia sobre les mateixes persones, amb el risc que, ja sigui per error o intencionadament, es produeixin efectes contraposats als objectius inicials de la recerca, o amb el risc d'avançar en direccions no coincidents amb les necessitats considerades com a prioritàries per part dels potencials usuaris. És, doncs, responsabilitat de tots, dels investigadors, dels polítics i de tota la societat, vetllar per un correcte desenvolupament i ús, compaginant l'ús de la tecnologia amb l'assistència més bàsica als qui més ho necessiten, assistència massa sovint poc atesa per motius aliens a la ciència i la tecnologia.

7. Bibliografia

ANDREASSI, J. L. *Psychophysiology: Human behavior and physiological response*. Mahwah, N. J.: Lawrence Erlbaum, 2000.

BERGER, H. «Über das elektroencephalogramm des menschen». *Arch. Psychiatr. Nervenkr.*, núm. 87 (1929), p. 527-570.

- CARMENA, J. M.; LEBEDEV, M. A.; CRIST, R. E.; O'DOHERTY, J. E.; SANTUCCI, D. M.; DIMITROV, D. M.; HENRIQUEZ, C. S.; NICOLELIS, M. A. L. «Learning to control a brain-machine interface for reaching and grasping by primates». *PLoS Biology*, núm. 1 (2003), p. 193-208.
- CASALS, A. (ed.). *Ajuts tecnològics per a disminuïts físics = Technological aids for the disabled*. Institut d'Estudis Catalans, 1998. (Monografies de Tecnologia; 4)
- CASALS, A.; GIRALT, X.; FRIGOLA, M.; AMAT, J. «Compliant strategies based on force, torque, contact and proximity for human robot interaction». A: *The Sixth IARP-IEEE/RAS-EURON Joint Workshop on Technical Challenges for Dependable Robots in Human Assistive Technology*. 2008.
- CERES, R.; MAÑANAS, M. A.; AZORÍN, J. M. «Interfaces y sistemas en rehabilitación y compensación funcional para la autonomía personal y la terapia clínica». *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial*, vol. 8, núm. 2 (abril 2011), p. 5-15.
- CHARVET, G.; FOERSTER, M.; FILIPE, S.; PORCHEROT, J.; BÊCHE, J. F.; GUILLEMAUD, R.; AUDEBERT, P.; RÉGIS, G.; ZONGO, B.; ROBINET, S.; CONDEMINE, C.; TÊTU, Y.; SAUTER, F.; MESTAIS, C.; BENABID, A. L. «WIMAGINE: A wireless, low power, 64-channel ECoG recording platform for implantable BCI applications». A: *International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*. 2011.
- CHEN, X.; BAI, O. «Towards multi-dimensional robotic control via noninvasive brain-computer interface». A: *ICME International Conference on Complex Medical Engineering*. 2009.
- CHEUNG, V.; BIZZI, E. «Neuroscience at MIT». *IEEE Pulse* (2011), p. 47-50.
- FRIGOLA, M.; PEREDO, C.; CAPPELLINO, E. «Parameter acquisition for gait analysis in rehabilitation based on a self-adjustable speed treadmill». A: *Challenges for assistive technology: AAATE-07*. 2007, p. 439-444. (Assistive Technology Research; 30)
- HIROSE, S. «Connected differential mechanism and its applications». A: *International Conference on Advanced Robotics*. 1985, p. 319-326.
- KANO, S.; MURAYAMA, Y.; MIYAMOTO, K.; YOSHINOBU, T.; KAWASHIMA, R. «A NIRS-based brain-computer interface system during motor imagery: system development and online feedback training». A: *International Conference of the IEEE EMBS*. 2009.
- KASHOU, N. H.; XU, R.; ROBERTS, C. J.; LEGUIRE, L. E. «Using FMRI and FNIRS for localization and monitoring of visual cortex activities». A: *International Conference of the IEEE EMBS*. 2007.
- LEBEDEV, M. A.; NICOLELIS, M. A. L. «Brain-machine interfaces: past, present and future». *Elsevier Trends in Neurosciences*, vol. 29, núm. 9.

- MARTÍNEZ, A. B.; CORTÉS, U. «A new generation of electronic devices to support a new generation of elder citizens». *Giornale di Gerontologia* (2006).
- MICERA, S.; CARROZZA, M. C.; BECCAI, L.; VECCHI, F.; DARIO, P. «Hybrid bionic systems for the replacement of hand function». *Proceedings of the IEEE*, vol. 94, núm. 9 (2006), p. 1752-1762.
- MILLÁN, J. R.; RUPP, R.; MÜLLER-PUTZ, G. R.; MURRAY-SMITH, R.; GIUGLIEMMA, C.; TANGERMANN, M.; VIDAURRE, C.; CINCOTTI, F.; KÜBLER, A.; LEEB, R.; NEUPER, C.; MÜLLER, K.-R.; MATTIA, D. «Combining brain-computer interfaces and assistive technologies: state-of-the-art and challenges». *Frontiers in Neuroscience*, vol. 4 (setembre 2010), article 161.
- NAVARRO, X.; VIVÓ, M.; VALERO-CABRÉ, A. «Neural plasticity after peripheral nerve injury and regeneration». *Progress in Neurobiology*, vol. 82, núm. 4 (2007), p. 163-201.
- POHLMAYER, E. A.; PERREAULT, E. J.; SLUTZKY, M. W.; KILGORE, K. L. «Real-time control of the hand by intracortically controlled functional neuromuscular stimulation». A: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*. 2007.
- PONS, J. L. (ed.). *Wearable robots: Biomechatronic exoskeletons*. Wiley, 2008.
- REBSAMEN, B.; GUAN, C.; ZHANG, H.; WANG, C.; TEO, C. L.; ANG, M.; BURDET, E. «A brain controlled wheelchair to navigate in familiar environments». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 18, núm. 6 (2010), p. 590-598.
- RODRÍGUEZ-CHEU, L. E.; AGUILAR, M. E.; CUXAR, A.; NAVARRO, X.; CASALS, A. «Perceptual feedback of grasping forces to prosthetic hand users». A: *Challenges for assistive technology: AAATE-07*. 2007, p. 553-557. (Assistive Technology Research; 30)
- RUTHERFORD, J. J. «Wearable technology». *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 29, núm. 3 (2010).
- SERRUYA, M. D.; HARSOPOULOS, N. G.; PANINSKI, L.; FELLOWS, M. R.; DONOGHUE, K. «Instant neural control of a movement signal». *Nature*, núm. 416 (2002), p. 141-142.
- SITARAM, R.; CARIA, A.; VEIT, R.; GABER, T.; ROTA, G.; KUEBLER, A.; BIRBAUMER, N. «fMRI brain-computer interface: a tool for neuroscientific research and treatment». *Computational Intelligence and Neuroscience* (2007).
- TAYLOR, D. M.; HELMS TILLERY, S. I.; SCHWARTZ, A. B. «Direct cortical control of 3D neuroprosthetic devices». *Science*, vol. 296, núm. 5574 (2002), p. 1829-1832.
- TURNER, J. A.; LEE, J. S.; MARTINEZ, O.; MEDLIN, A. L.; SCHANDLER, S. L.; COHEN, M. J. «Somatotopy of the motor cortex after long-term spinal cord injury or amputation». *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 9, núm. 2 (2001).