



الجمهورية العربية السورية

هيئة التميز والإبداع

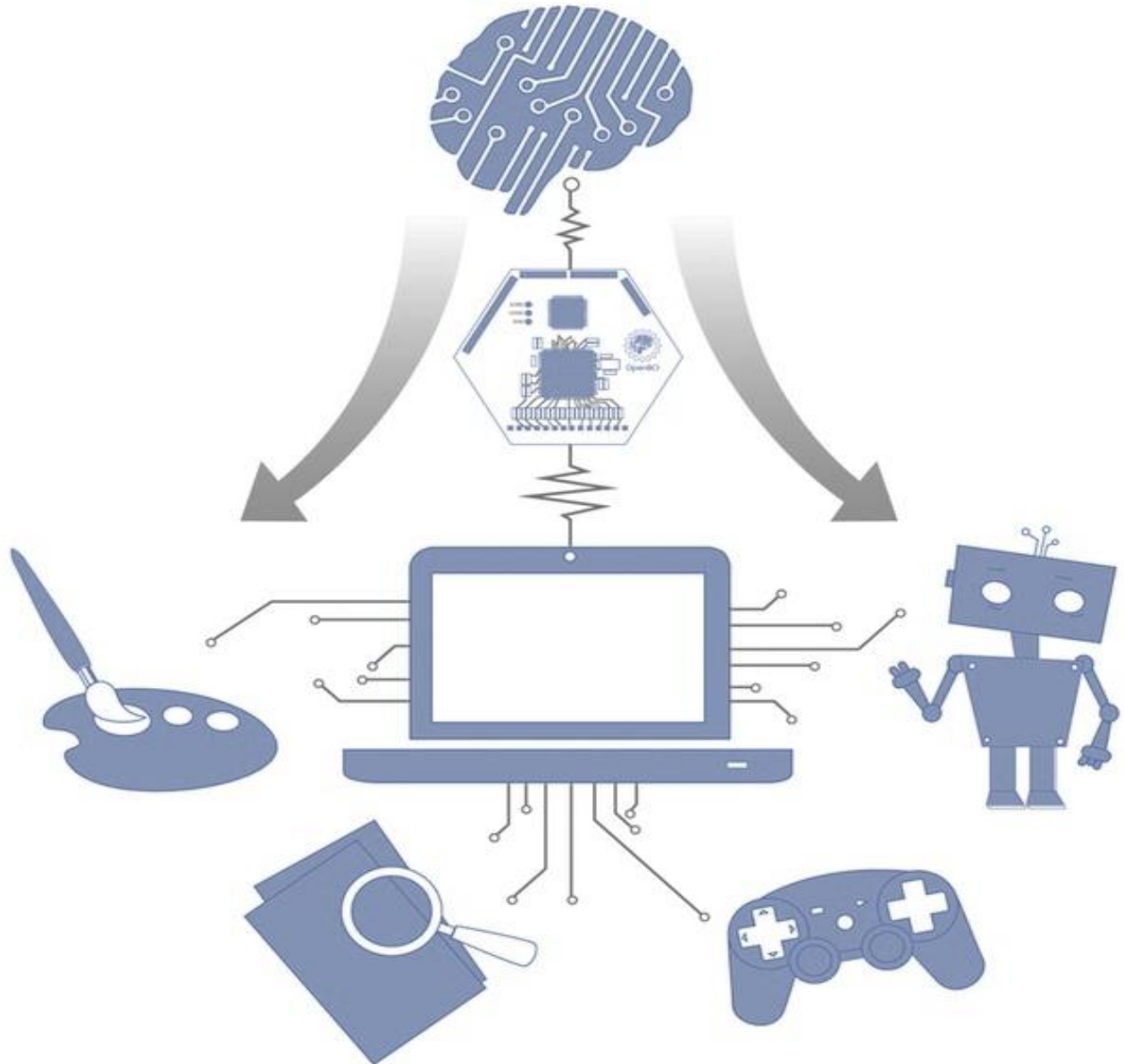
المركز الوطني للمتميزين

الواجهات الدماغية الحاسوبية

تقديم: مجد بليدي

2016/2017

إشراف: نضال حسن



فهرس الأقسام

مقدمة	ii
إشكالية البحث	ii
الفصل الأول: الأمواج الدماغية	iii
الباب الأول: تعريف الأمواج الدماغية	iii
الباب الثاني: أنماط الأمواج الدماغية	iv
الباب الثالث: تسجيل النشاط الدماغى.	vii
ألية عمل نظام	viii
الفصل الثاني: الواجهة الدماغية الحاسوبية	xiii
الباب الأول: أنواع الواجهات الدماغية الحاسوبية	xiii
الباب الثاني: مراحل إنشاء الواجهة الدماغية.	xvi
الباب الثالث: مكونات الواجهة الدماغية الحاسوبية.	xvii
الباب الرابع: تطبيقات الواجهات الدماغية الحاسوبية.	xxi
الخاتمة والنتائج والتوصيات	xxiii

فهرس الصور

الشكل	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16
الصفحة	iv	iv	v	vi	vi	viii	ix	xii	xiv	xiv	xv	xv	xvii	xviii	xix	xix

مقدمة

جاء في فيلم الخيال العلمي المعروف Forbidden Planet أن رواد فضاءٍ قادمين من الأرض يهبطون في عالم بعيد، حيث يجدون بقايا حضارة متقدمة تقنياً؛ ويلاحظ أن باستطاعة هؤلاء الزوار من البشر أن يتواصلوا مع أحد الحواسيب الغريبة التي ظلت تعمل؛ فقد بُلّغت أفكار ومشاعر هؤلاء الرجال إلى الآلة عن طريق مجسّات راسية رُبّطت بهم عبر قناة عصبية.

وقد رأينا أمثلة عديدة مشابهة لأشخاص رُبّطت عقولهم بحواسيب مُمثّلة في أعمال أخرى من الخيال العلمي، ويُصوّر هذا الربط عادة في أن المرء يفكر ببساطة بالأمر فحسب، فيقوم الحاسوب بالاستجابة له فوراً - وهذه عملية تشبه العملية التي يتبعها الحاسوب في تعرف الصوت. إن تعرّف الحاسوب الأفكار يتطلب واجهة تخاطب مع الحاسوب، وعندها تصبح الآلة امتداداً للجهاز العصبي البشري نفسه. وعلى الرغم من أن تقانة الحاسوب تطورت كثيراً منذ عرض فيلم Forbidden Planet قبل أربعين عاماً، فإن بناء وصلة عصبية متنوعة بين الدماغين البشري والإلكتروني يبقى تحدياً هائلاً سنتعرف عليه وعلى مزاياه في هذا البحث.

إشكالية البحث:

هل يمكن التحكم بالحاسوب عن طريق الأمواج الدماغية وكيف يتم ذلك؟
ماهي أهم المشاكل التي يمكن تجاوزها بالإعتماد على هذه الواجهات؟

1. الفصل الأول: الأمواج الدماغية

1.1 الباب الأول: تعريف الأمواج الدماغية

الموجات الدماغية عبارة عن موجاتٍ كهربائية ذات تردداتٍ معينة، وهي تنتج عن عمل ونشاط الخلايا العصبية في الدماغ، أو "العصبونات". "Neurons" فعلياً، فإن الموجات الدماغية هي ما يمثل أفكارنا ومشاعرنا وأحاسيسنا وردات فعلنا [1].

وفيما يتعلق بتفاصيل الموجات الدماغية نفسها، فإنها تقسم لعدة حزم ترددية Bandwidths ، حيث تمثل كل حزمة من هذه الحزم نمطاً معيناً من النشاطات العقلية. ومن المنطقي أن نلاحظ أن الحزم عالية التردد تمثل النشاط العقلي المركز والشديد وهي المعروفة باسم أمواج "غاما" بينما تمثل الحزم منخفضة التردد نشاطاً عقلياً منخفضاً، أي حالات النوم مثلاً والتي تمثلها الأمواج "دلتا"

الكلام السابق يعني أن الموجات الدماغية ستختلف بحسب النشاط العقلي الذي يقوم به الإنسان وبحسب الأحاسيس التي يشعر بها. فعندما نشعر بالتعب والاسترخاء، تكون الموجات الدماغية ذات الترددات الأخفض هي المهيمنة والأكثر انتشاراً، بينما تنتشر الموجات الدماغية عالية التردد عندما نكون بحالة التركيز العالي والنشاط الشديد [2].

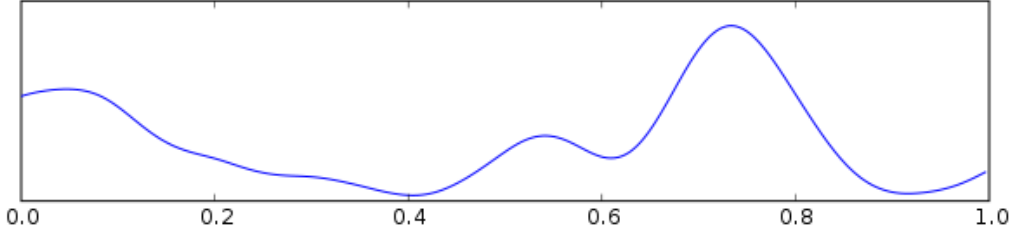
من الجدير بالذكر هنا أن هذا البحث يهدف لتسليط الضوء على الترابط الدماغ الحاسوبي، بينما تناول الدقيق والعملية لموضوع الموجات الدماغية وتطبيقاتها يتطلب تفاصيلاً معقدة أكثر، خصوصاً أن الموجات الدماغية تمثل العديد من الأمور وفقاً للمنطقة التي تظهر فيها بالدماغ.

يتم قياس تردد الأمواج الدماغية بوحدة "الهertz" Hertz ، أو "دورة في الثانية CPS: Cycle per Second" [3].

2.1 الباب الثاني: أنماط الأمواج الدماغية

موجات دلتا 0.5 – 4 Hz [4] Delta Waves

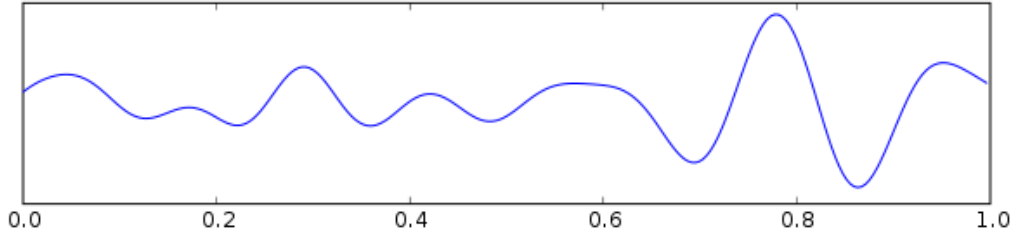
موجات دلتا هي أبطأ الموجات الدماغية من حيث سرعة الانتشار، وهي ذات تردد منخفض جداً، ويتم توليد هذه الأمواج في الحالات التي تتسم بنشاطٍ عقلي عميق، مثل حالات التأمل الهادئ أو النوم العميق، كما أن موجات دلتا مصدر المشاعر الخاصة بالتعاطف.



(1)

موجات ثيتا 4 – 8 Hz [2] Theta Waves

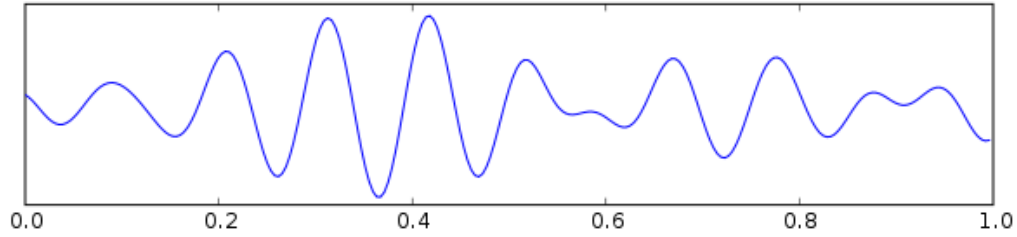
في معظم الأحيان، فإن موجات ثيتا تظهر أثناء النوم (ليس النوم العميق الذي تظهر فيه موجات دلتا)، وقد تظهر أحياناً بحالات التأمل الطويل والعميق. يتم تشبيه موجات ثيتا على أنها مسلكنا وطريقنا للوصول للذكريات والمعلومات المخزنة ضمن الدماغ، كما أن موجات ثيتا مسؤولة عن سحب حواسنا من التركيز على الوسط المحيط، إلى التركيز على الإشارات التي يتم توليدها ضمن الدماغ. موجات ثيتا أيضاً هي المسؤولة عن الأحلام، حيث تعمل موجات ثيتا على توليد صور ومشاهد حية ومعلوماتٍ ومعارف لا ترتبط بالإدراك الواعي المباشر الذي نحصل عليه من حواس السمع والبصر والشم وغيرها.



(2)

موجات ألفا[4] 8 – 13 Hz

تظهر موجات ألفا أثناء النشاطات العقلية المتصلة بالإدراك الواعي، ولكنها تمثل نشاطات عقلية هادئة، حيث تمثل موجات ألفا الحالة الهادئة للدماغ، وهي تعني أن الدماغ واعي ويدرك ما حوله، ولكنه غير نشيط أو فعال، ويمكننا تشبيهها بحالة “Stand By” الخاصة بجهاز الحاسوب، حيث لا يكون الحاسوب يقوم بتنفيذ أي فعل يتطلب قدرات المعالج، إلا أن الحاسوب جاهز لاستقبال أي إشارة أو تنبيه.



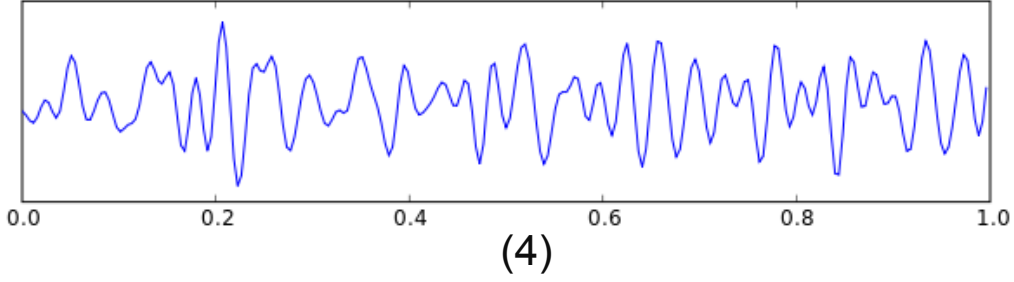
(3)

موجات بيتا[2] 13 – 39 Hz

تظهر موجات بيتا بشكل كبير عندما يكون الدماغ بحالة وعي وإدراك ويقوم أيضاً بتنفيذ وظائف ومهام متنوعة، وهي ترتبط جميعها بالإدراك الواعي الناتج عن الحواس. تمثل أمواج بيتا حالة “النشاط” الدماغية، وعندما تنتشر عبر الدماغ، فهذا يعني أننا نقوم بوظائف متنوعة، مثل التفكير وحل المشاكل والنظر والاستماع ونتلقى التنبيهات المختلفة. تنقسم موجات بيتا بدورها إلى ثلاث حزم أخرى:

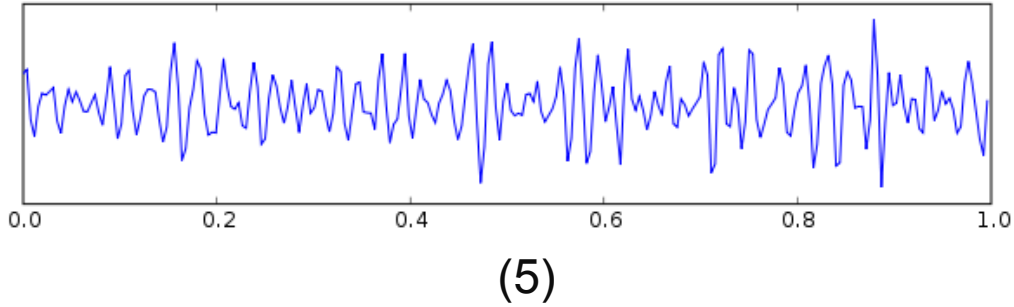
- موجات بيتا المنخفضة: Beta1: وهي الموجات التي تغطي الحزمة الترددية من 12 – 15 هرتز، وهي تمثل أخفض حالة من نشاطات اليقظة والوعي الإدراكي الدماغية.
- موجات بيتا: Beta2: وهي الموجات التي تغطي الحزمة الترددية من 15 – 22 هرتز، وهي تمثل تزايد تركيز النشاط العقلي الدماغية.

- موجات بيتا العالية: Beta3 وهي الموجات التي تغطي الحزمة الترددية من 22 – 39 هرتز. تمثل هذه الموجات الأفكار المعقدة، وتعلم الخبرات الجديدة، وحالات الإثارة الدماغية.



موجات غاما > 39 Hz [4] Gamma Waves

موجات غاما هي أسرع الموجات الدماغية وأعلىها من حيث قيمة التردد. تمثل موجات غاما حالات التركيز العقلي الشديد والتفكير المركز والمنظم، كما تمثل أيضاً استجابة عدة مناطق دماغية من أجل المساهمة في عملية تفكير مركزة واحدة. سابقاً، كانت موجات غاما تعتبر عبارة عن نشاط دماغي إضافي ليس له أي معنى، إلا أن الأبحاث قد بينت أنها تمثل فعلياً أعلى درجات النشاط الدماغي.



3.1: الباب الثالث: تسجيل النشاط الدماغى. [5]

توجد العديد من التقنيات المستخدمة فى تسجيل النشاط الدماغى والتي تقيس التقلبات فى الجهد الناتجة عن تيارات أيونية فى عصبونات الدماغ، نذكر أشهرها:

- Electroencephalography (EEG)
- Magnetoencephalography (MEG)
- Functional Magnetic Resonance Imaging (fMRI)
- Functional Near-Infrared Spectroscopy (fNIRS)
- Single Photon Emission Tomography (SPECT)
- Proton Emission Tomography (PET)

سنختار لبحثنا تقنية ال (EEG) للأسباب التالية :

- كلفة المعدات اقل بكثير من معدات معظم التقنيات الأخرى.
- إمكانية تطبيق تقنية (EEG) فى أماكن مختلفة بسبب عدم احتياجها إلى معدات كبيرة وثابتة على عكس التقنيات الأخرى.
- لا تتأثر نسبياً بحركة المجرى، بعكس معظم تقنيات التصوير العصبى الأخرى.
- لا تتضمن التعرض لمجال مغناطيسى عالى الكثافة (أعلى من 1 تسلا)، كما فى تقنيات أخرى حيث يمكن لمثل تلك المجالات أن تسبب عدة مشاكل غير مرغوب بها فى البيانات وتسجيلاتها.
- لا تتضمن التعرض إلى أية إشعاعات قد تؤثر على الوظائف الحيوية للخلايا العصبية.

1.3.1 آلية عمل نظام (EEG): [6]

في ال (EEG) التقليدي لفروة الرأس، يتم التسجيل من خلال وضع أقطاب على فروة الرأس مع جل او لاصق موصل، عادة يوضع ذلك بعد تحضير منطقة فروة الرأس بكشط خفيف لتقليل الممانعة الناتجة عن خلايا الجلد الميتة.



العديد من الانظمة عادة تستخدم اقطاب، كل منها متصل بسلك منفرد. بعض الانظمة تستخدم قبعات أو شبكات والتي توضع فيها الأقطاب؛ وهي شائعة خاصة عند الحاجة إلى صفوف من الاقطاب عالية الكثافة، يتم تحديد مواقع و أسماء الاقطاب من خلال نظام 20-10 العالمي لمعظم التطبيقات السريرية و البحثية، يضمن هذا النظام توحيد اسماء الاقطاب في جميع المختبرات كما سنجد في الشكل التوضيحي(7).

(6)

عدد أقل من الاقطاب تستخدم عادة لتسجيل تخطيط الدماغ من حديثي الولادة واقطاب اضافية يمكن اضافتها للنظام في بعض التطبيقات البحثية او السريرية لزيادة الدقة المكانية لمنطقة معينة من الدماغ. أما بالنسبة للصفوف عالية الكثافة فيمكن أن تحتوي حتى 256 قطب، أكثر او أقل موزعة بالتساوي حول فروة الرأس؛ كل قطب يتصل بمدخل واحد لمكبر تبايني (مكبر واحد لكل زوج من الأقطاب)؛ و يتم ربط قطب نظام مرجعي شائع بالمدخل الاخر لكل مكبر تبايني. هذه المكبرات تكبر فرق الجهد بين القطب الفعال و القطب المرجعي عادة من 1000_100,000 مرة، او 60-100 ديسيبل من زيادة الجهد.

ثلاث نقاط تشريحية مرجعية يجب تحديدها قبل البدء بوضع أقطاب نظام 20-10 ألا وهي : [7]

1. Nasion : المنطقة التي تمتد من بداية الأنف في الجمجمة إلى ما تحت الجبين.
2. Inion : النتوء العظمي الذي يعد بداية الانتقال من الجمجمة إلى العنق.
3. Pre-auricular reference point: تقع قبل البروز الغضروفي للصماخ السمعي (القناة السمعية).



الرمز	G	A	O	P	C	T	F	Fp
القطب	أقطاب أرضية	أقطاب أذينية	عظم قذالي	أقطاب جدارية	أقطاب مركزية	أقطاب زمنية	أقطاب أمامية	أقطاب جبهية

ويرافق كل اسم مما سبق رقم محدد وتكون الأرقام الزوجية خاصة بنصف الكرة المخية اليميني بينما الأرقام الفردية تكون خاصة بنصف الكرة المخية اليساري.

الجدير بالذكر وجود فئتين من التأثيرات التي يمكن تمييزها في قياسات التخطيط الدماغى وهما: [5]

1. تأثيرات حيوية تصدر من مصدر غير-دماغى، تسمى بالشوائب. عادة ما تكون معلومات تخطيط الدماغ ملوثة دائما بالشوائب، وتكون سعة اشارة الشوائب اكبر مقارنة بسعة الاشارات المخية لموقع معين. لهذا السبب فإنه من الضروري تفسير نتائج الدماغ بخبرة سريريا.

2. تأثيرات تقنية والتي سببها جهاز تسجيل التخطيط الدماغى نفسه. في التخطيط الدماغى التناظرى، ترشح الاشارة بعد ذلك، و تخرج اشارة التخطيط على شكل انحرافات اقلام على ورقة تمر تحتها. معظم انظمة التخطيط الدماغى هذه الايام رقمية، ورُقمت الاشارة المكبرة من خلال محوّل تناظرى رقمى، من بعد المرور خلال مرشح مضاد للتشويش.

يتم تخزين اشارة التخطيط الدماغى الرقمى الكترونيا ومن الممكن ترشيحها لعرضها. الضبط النموذجى لمرشح الترددات العالية و مرشح الترددات المنخفضة هو 0.5-1 هيرتز و 35-70 هيرتز، على التوالى؛ يرشح مرشح الترددات العالية عادة الشوائب البطيئة، كالاشارات الجلفانية الإلكترونية وشوائب الحركة، بينما مرشح الترددات المنخفضة يرشح الشوائب ذات الترددات العالية، كإشارات التخطيط العضلى الالكترونى. مرشح اضافى عادة يستخدم لإزالة الشوائب الناتجة عن خطوط الطاقة الكهربائية 60 هيرتز في الولايات المتحدة و 50 هيرتز في عدد من الدول الأخرى.

قد يكون من الضرورى وضع اقطاب قريبة من سطح الدماغ و تحت سطح الام الجافية. يحدث هذا من خلال ثقب حفرة او حج القحف.

اشارات التخطيط الدماغى النموذجية للإنسان تتراوح بين 10-100 ميكروفولت فى مقدارها عندما تقاس من فروة الرأس و حوالى 10-20 ملي فولت عندما تقاس من الاقطاب الموجودة تحت الام الجافية. [7]

بما أن اشارة التخطيط الدماغى تمثل الفرق فى الجهد بين قطبين، فإنه يمكن ضبط عرض التخطيط الدماغى لقارئ تخطيط امواج الدماغ حسب الغاية من التسجيل.

يسمى تمثيل قنوات التخطيط الدماغى بالمونتاى و يقسم إلى: [6]

• المونتاى المتسلسل:

تمثل كل قناة الاختلاف بين قطبين متجاورين على شكل موجة. تتكون عملية المونتاى الكلية من سلسلة من هذه القنوات. على سبيل المثال، تمثل قناة "Fp1-F3" فرق الجهد بين قطب Fp1 و قطب F3. و تمثل القناة التالية فى المونتاى "F3-C3" فرق الجهد بين F3 و C3، وهكذا خلال جميع صفوف الاقطاب.

• المونتاى المرجعى:

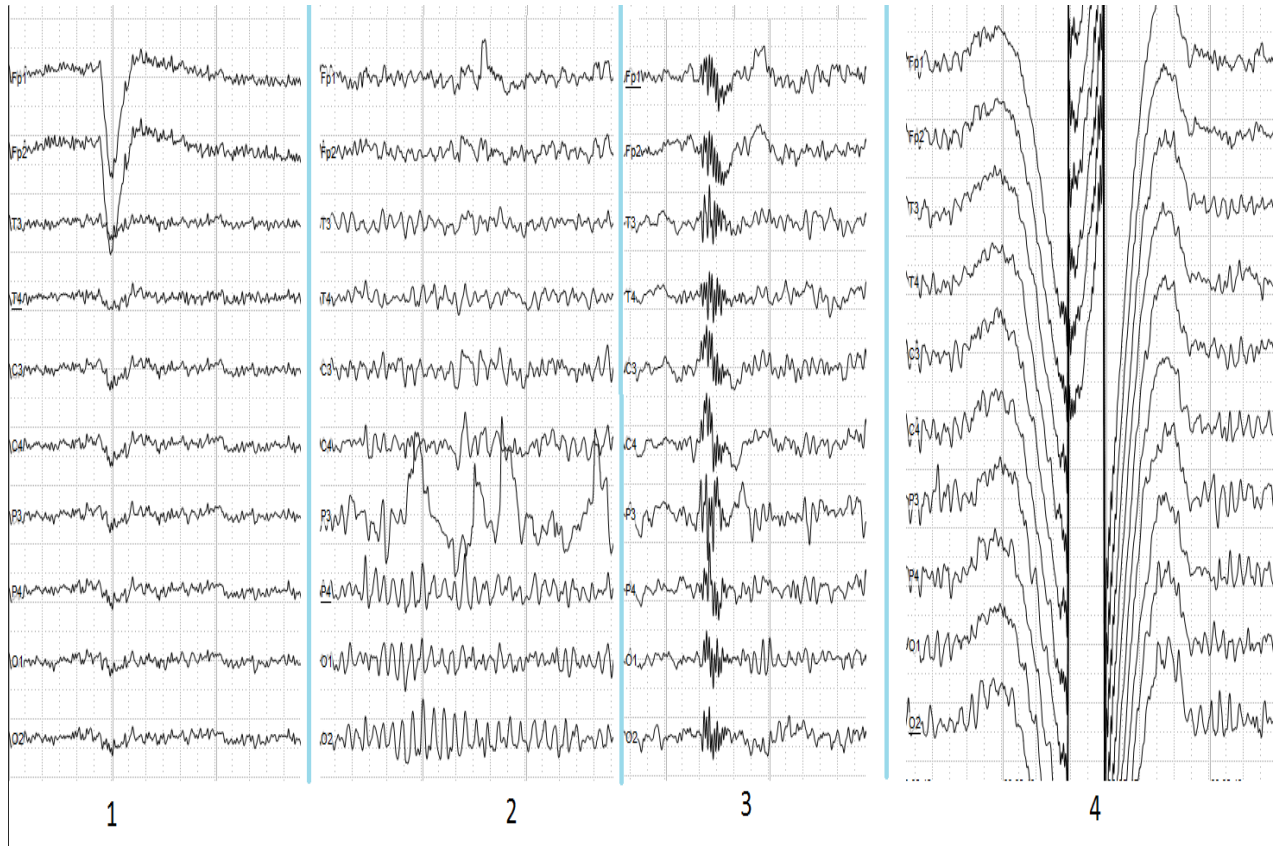
تمثل كل قناة الفرق بين قطب معين و قطب مرجعى مخصص. لا يوجد موقع نموذجى للقطب المرجعى، لكنه فى مواقع مختلفة عن مواقع أقطاب التسجيل. يستخدم عادة مواقع وسطية لأنها لا تقوم بتكبير الاشارة نصف دائرة واحدة على عكس الاخرين. تعد "الاذان المتصلة" مرجع شائع اخر، و هو عبارة عن معدل فيزيائى او رياضى للاقطاب المتصلة بشحمتى الاذن او الزوائد اللحمية.

• مونتاى المرجع المتوسط:

يتم تجميع و اخذ متوسط جميع نتائج المكبرات، وتستخدم هذه الاشارة الوسطية كمرجع شائع لكل قناة.

• المونتاج اللاباسي:

تمثل كل قناة الفرق بين القطب والمتوسط المرجح للاقطاب المجاورة. عند استخدام التخطيط الدماغى التنظري (الورقي)، يستطيع التقني التغيير بين المونتاجات المختلفة خلال عملية التسجيل لإظهار أو لتمييز أفضل لخصائص معينة للتخطيط الدماغى فجميع الاشارات فى التخطيط الدماغى الرقمى مرقمة و مخزنة فى مونتاج معين (عادة المونتاج المرجعي). وبما ان أي مونتاج يمكن أن يُبنى رياضيا من أي مونتاج آخر، فيمكن عرض أمواج الدماغ بواسطة جهاز التخطيط فى أي مونتاج عرض مرغوب به.



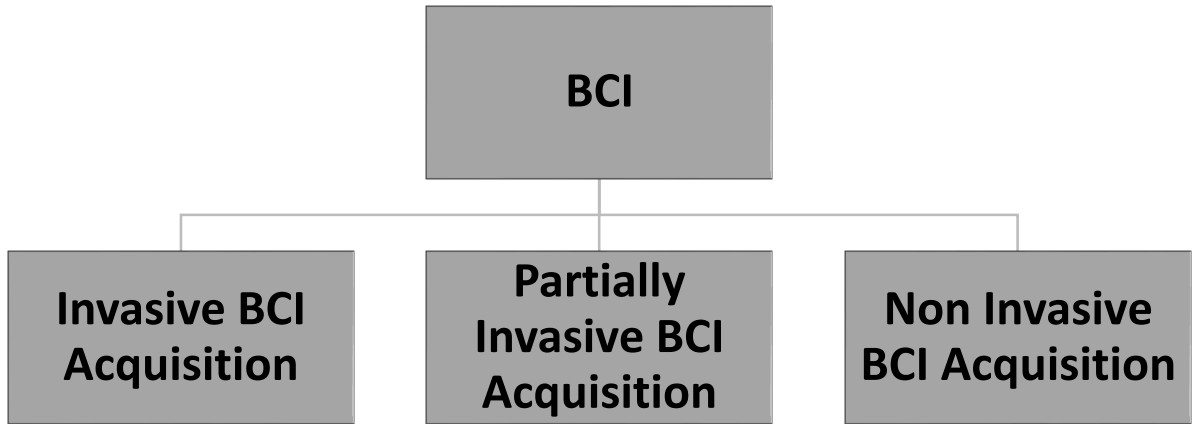
(8)

الشكل الأتي يوضح صورة لأمواع الدماغ بمونتاجات مختلفة.

2. الفصل الثاني: الواجهة الدماغية الحاسوبية (BCI)

1.2 الباب الأول: أنواع الواجهات الدماغية الحاسوبية

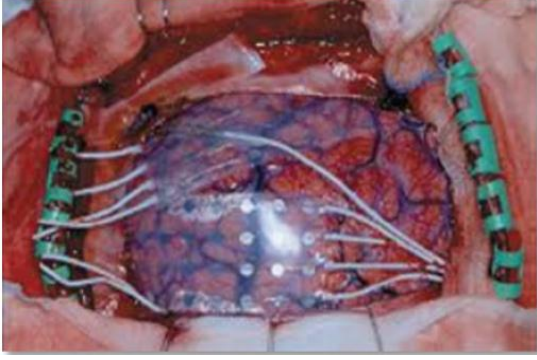
الواجهات الدماغية الحاسوبية يمكن تصنيفها في ثلاث مجموعات رئيسية وهذا التصنيف يعتمد على الطريقة التي تُلتقط فيها الإشارات الكهربائية من الخلايا العصبية الموجودة في الدماغ.



1. Invasive BCI Acquisition : [8]

- في هذه التقنية يجب استخدام أجهزة خاصة تعرف باسم Invasive BCI Devices وتقسّم إلى أجهزة تعتمد على إلتقاط الإشارات من منطقة واحدة من الخلايا الدماغية تسمى بـ الوحدات المفردة (Single unit)، وأجهزة تعتمد على إلتقاط الإشارات الدماغية من مناطق مختلفة من القشرة المخية تسمى بالوحدات المتعددة (Multi-units)، تدرج هذه الأجهزة مباشرة إلى الدماغ وبالتحديد إلى المادة الرمادية بعملية جراحية حرجة نسبياً كما هو موضح بالشكل (9).

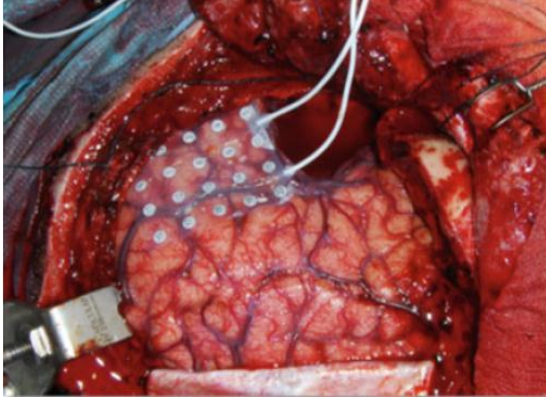
تعرف الإشارات الدماغية التي تم الحصول عليها من الأقطاب الكهربائية المدرجة باسم (electro-corticogram (ECoG).



تمتلك هذه الأجهزة أعلى مستويات الجودة للإشارات الدماغية وأقلها تشويشاً ولكن بالمقابل لها مخاطر تشكل ندب نسيجية و في بعض الأحيان يعتبرها الجسم أجسام غريبة ويبدأ بمهاجمتها مما يؤدي إلى حصول مشاكل تقنية للأقطاب وحيوية

(9)

2. Partially Invasive BCI Acquisition : [2]



أجهزة أخرى يمكنها التقاط الإشارة الدماغية وهذه التقنية تختلف عن التقنية السابقة بطريقة إدراج الأقطاب الكهربائية حيث نجد في هذه التقنية أن الأقطاب تندس في الجمجمة على الجزء العلوي من الدماغ كما هو موضح في الشكل (10)...

هذه الأجهزة تمتلك جودة أقل من سابقتها ولكن في الوقت نفسه تخفف من احتمالية حصول ندوب نسيجية.

(10)

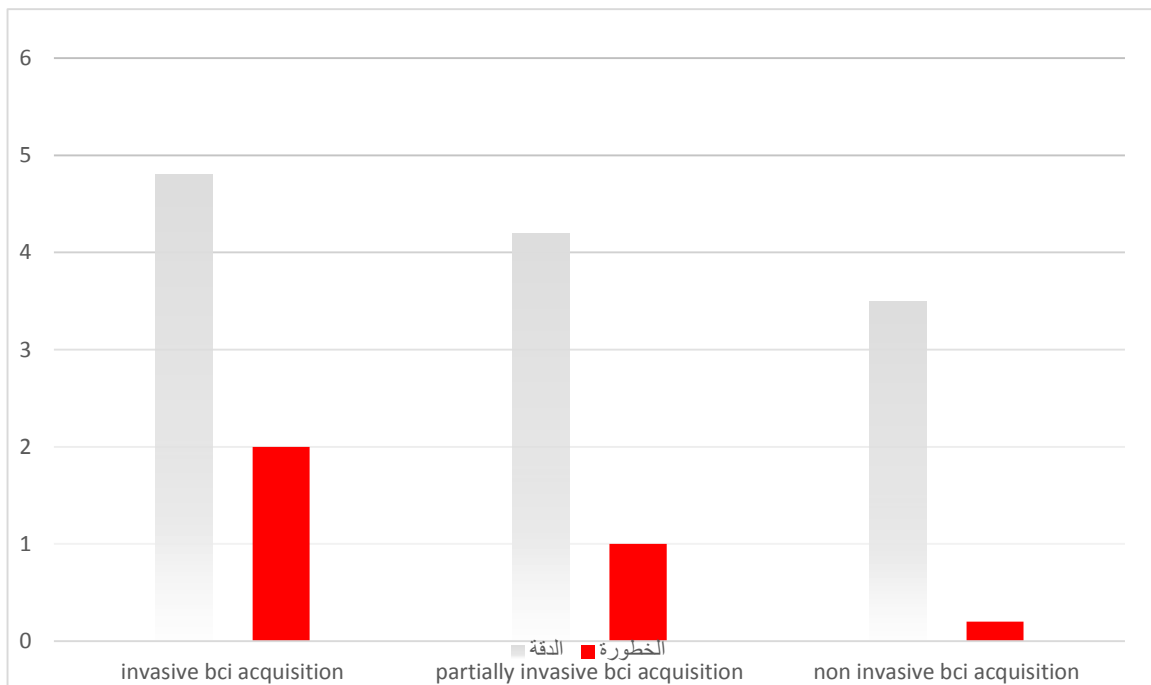
3. Non Invasive BCI Acquisition : [9]

إن هذه التقنية تعد الأكثر أمناً من بين التقنيات الأخرى والأقل تكلفة، لكنها تلتقط أضعف الإشارات الدماغية ويعود السبب في ذلك إلى مقاومة الجمجمة، في هذه التقنية يتم الكشف عن الإشارات الدماغية عن طريق عدد من الأقطاب التي تتوضع على فروة الرأس كما هو مبين في الشكل (11). معظم هذه التقنيات تُبنى من تسجيل التخطيط الكهربائي للدماغ (EEG) من فروة الرأس.



(11)

تمتلك أجهزة ال (Non EEG Invasive BCI) أعلى درجات الدقة في هذه الفئة؛ يعود ذلك إلى استخدام أعداد كبيرة من الأقطاب قد تزيد عن 256 قطب، بينما أجهزة (Non Invasive BCI) الأخرى تعتمد على التقنيات الأخرى في قياس الأمواج الدماغية مثل: (SPECT) / (PET) / (MEG).



[4] (12)

2.2 الباب الثاني: مراحل إنشاء الواجهة الدماغية. [10]

إن إنشاء واجهة دماغية حاسوبية يتطلب إتباع ثلاث خطوات رئيسية :

1. التقاط الموجات الدماغية:

عملية التقاط الإشارات تتطلب تسجيل الإشارات الكهربائية للدماغ، وهذه الإشارات يمكن تسجيلها من فروة الرأس أو من سطح الدماغ أو نشاط العصبونات المستقطب. إن هذه الإشارات المسجلة تكون ضعيفة وتحتاج إلى تقوية بواسطة أجهزة مضخمة للتواترات ولكي نستطيع معالجتها باستخدام الحاسوب يجب أن تحول إلى نظام رقمي أو ما يعرف بعملية ال (Digitized).

2. معالجة الموجات والأشارات الدماغية الملتقطة:

في هذه المرحلة تُحلل الإشارات الملتقطة في الخطوة الأولى للحصول على إشارات التحكم. يمكن أن يتم معالجة الإشارات من خلال بعض العمليات الفرعية الأخرى على النحو التالي:

• الإعداد (preprocessing):

الجزء الأول من المعالجة هو تجهيز الإشارات الكهربائية المسجلة كتحسين الإشارات (تقويتها) لجعل الميزات أكثر دقة لعمليات الكشف، بعض تقنيات الفلترة يمكن استخدامها هنا أيضاً.

• استخلاص الإشارات المطلوبة:

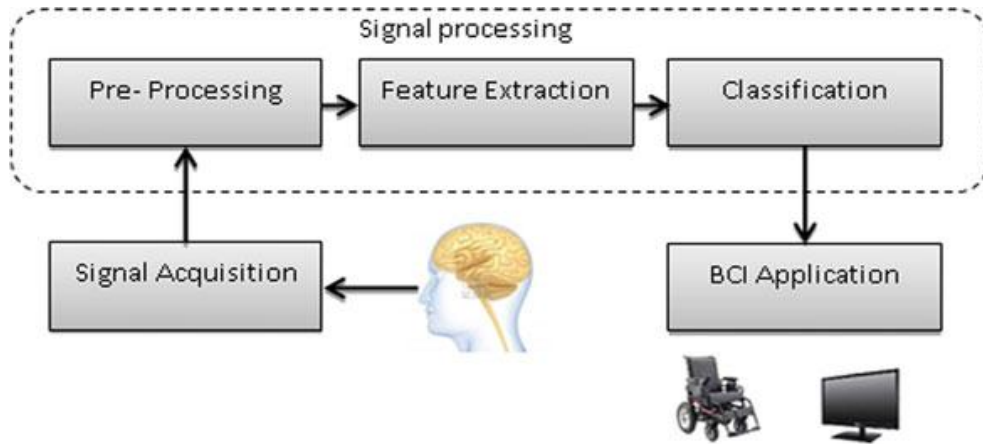
ببساطة، الاستخلاص هو استخراج أو الاستحصال على إشارات محددة، فتسجيل ال (EEG) لا تحتوي على إشارات كهربائية من الدماغ فحسب، بل أيضاً إشارات غير مرغوب بها وهذه الأخيرة يمكن أن تقودنا إلى نتائج خاطئة، لذلك تتعرض الإشارات الرقمية لهذه الخطوة.

- تصنيف الإشارات :خوارزميات الترجمة

الخطوة التالية هي خوارزميات الترجمة التي تترجم الإشارات من الخطوة السابقة إلى أوامر بواسطة الحاسوب والتي تحمل نية المستخدم .
الإشارات تصنف على أساس تردداتها وشكلها ،ويدر الذكر أن خوارزميات التصنيف يمكن أن تتبع الطريقة الخطية أو الطريقة غير الخطية.

3. إدارة بالبيانات : [11]

بعد الإنتهاء من تصنيف الإشارات ومعالجتها يصبح من السهل التلاعب بالبيانات لتلائم الأجهزة والغايات التي أنشئ النظام لأجلها وذلك من خلال الحاسوب .



(13)

3.2 الباب الثالث :مكونات الواجهة الدماغية الحاسوبية. [12]

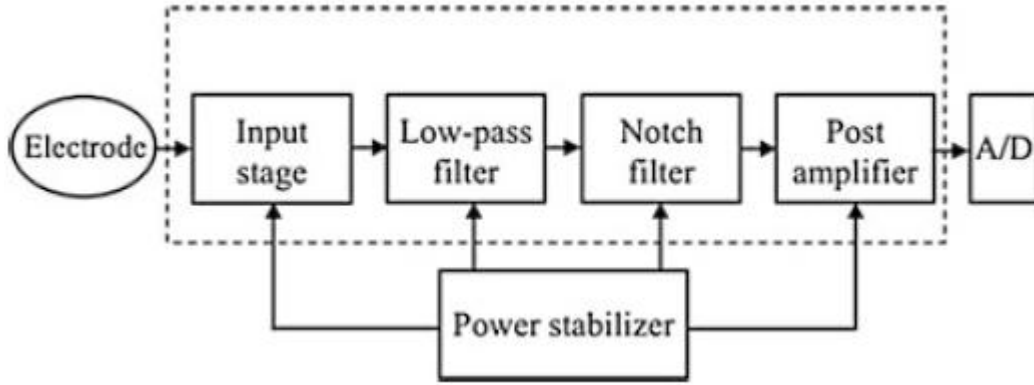
إشارات نظام ال BCI ضعيفة للغاية وتحتاج لمعالجة خاصة ليتم التعامل معها بدقة وبشكل صحيح ؛حيث تتراوح شدتها بين $1\mu v$ و 100 mv بتأثير مقاومة الكهربائية لفروة الرأس والأصوات التي تسبب الاهتزازات من حولها،لذلك فمن أجل الحصول على مثل هذه الإشارات وعرضها على أشكال رقمية ينبغي إستخدام مضخمات خاصة .
علاوة على ما سبق يمكن تصنيف أجزاء الواجهة الدماغية الحاسوبية إلى ثلاثة فئات رئيسية كالتالي:

- **الأقطاب: [12]** عادة ما تكون أقطاب نظام التسجيل (EEG) مصنوعة من الذهب أو الفضة، الأقطاب المصنوعة من الذهب فعالة مع نظامي (EEG)(EMG) بينما أقطاب الفضة تكون أكثر فعالية عندما تكون ترددات الأمواج أقل من 0.1Hz، بالإضافة يوجد هناك نوعين من الأقطاب؛ الإيجابية والسلبية، الأقطاب الإيجابية تتضمن مضخمات مع زيادة بمقدار من 1-10 الأمر الذي يقلل بشكل كبير الضوضاء والتداخلات الحاصلة أثناء التسجيل، أما الأقطاب السلبية فلا تحتوي على أية مضخمات كالأقطاب القياسية المستخدمة بنظام 10-20 العالمي .



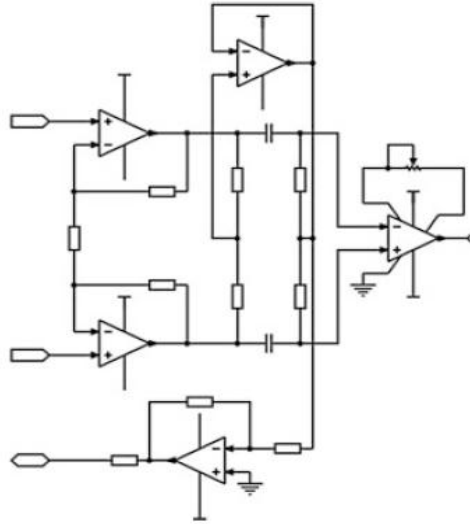
(14)

- **مضخمات التردد: [13]** وهي الجزء الثاني من المعدات وواحدة من الأقسام الرئيسية للنظام التي بدونها يصعب التعامل مع الإشارات الدماغية بالشكل الصحيح والدقيق.



(15)

الشكل (15) هو تمثيل بسيط لمضخمات نظام (BCI)، كما هو موضح بالشكل فإن الإشارات المسجلة بواسطة الأقطاب تضخم أثناء المعالجة في مرحلة الإدخال بغية التخلص من أكبر قدر ممكن من الضجيج، في الحقيقة دارة ما قبل التضخيم يمكن أن تعتمد ببساطة على مضخمات إلكترونية (OPA2277) كما هو موضح بالشكل (16).



(16)

تمر الإشارات بعدها عبر فلتين للتنقية والذين هما (Low-pass filter) و (Notch filter) وبعدها نكون قد حصلنا على إشارات نقية مضخمة يمكن التعامل معها بسهولة.

- **مسجلات الزمن الحقيقي:** [14] نوع من الأجهزة الخاضعة لقيود الزمن الحقيقي بحيث تعتمد على تغير الزمن كمتغير رئيسي في عمل الجهاز ومثال توضيحي على ذلك (التحكم بمدفع أثناء دورانه حول قاعدته، أي تغيير بزمن الإطلاق قد يتسبب بكارثة). إن مسجلات الزمن الحقيقي تعتمد على أنظمة التشغيل المختلفة مثل (Linux)(Windows) وغيرها .

أما فيما يخص الجانب البرمجي للواجهة فإن لغة البرمجة الشهيرة C++ تعد واحدة من أكثر اللغات انتشاراً في هذا المجال لكونها سهلة التعامل، غناها بالمكتبات البرمجية التي توفر جميع المتطلبات وسهولة ربطها بأنظمة التشغيل المختلفة . [12]

كما تعد لغة البرمجة MATLAB إحدى اللغات ذائعة السيط وذلك لعدة أسباب منها: إمكانية توفير عدة بيئات برمجية في نفس الوقت وربطها مع بعضها البعض عبر قواعد بيانات، بالإضافة لإمكانية إنشاء نماذج محاكاة فعلية عبر برنامج MATLAB باستخدامها. توجد أطقم برمجية جاهزة يمكن تزويد الواجهة بها وهي منتشرة في الأسواق ومنها: Neurobci: وهي بنية برمجية مكونة من مجموعة من قواعد البيانات المتصلة مع بعضها البعض والتي تتمتع بالمرونة إذ يمكن تزويدها بإضافات عدة مما يُمكن المستخدم من تطوير واجهته بما يتناسب مع احتياجاته.

يمكن توافر هذه البيئة بعدة لغات برمجية منها html/C++/Matlab.

4.2 الباب الرابع :تطبيقات الواجهات الدماغية الحاسوبية.

بفضل أجهزة التخطيط الكهربائي للدماغ (لما توفره من سهولة الاستخدام وانخفاض التكلفة) أصبحت تطبيقات واجهات الدماغ والحاسوب أكثر تنوعاً وانتشاراً. ومن المأمول تحسين جودة الحياة للأشخاص المعاقين بشدة. وبالمثل، فإن الاهتمام الذي يعطيه مقدمي الرعاية سيكون أقل كثافة، وأقل تكلفة، مع جعل حياة الأقارب أقل مشقة. علاوة على ذلك، يحتمل أن تمثل تطبيقات واجهات الدماغ والحاسوب أداة قوية لإبراز المعلومات الخفية في ذهن المستخدم والتي لا يمكنه التعبير عنها.

التواصل [15]

تطبيقات واجهة الدماغ والحاسوب للتواصل تتعامل مع الإعاقة الشديدة في الاتصال الناتجة عن الأمراض العصبية. هذا النوع من التطبيقات ربما يمثل البحوث الأكثر إلحاحاً في مجال واجهة الدماغ والحاسوب، وذلك لأن نشاط الاتصال أمر ضروري بالنسبة للبشر. التطبيقات لأغراض الاتصالات تقوم عادة بعرض لوحة مفاتيح افتراضية على الشاشة، حيث يقوم المستخدم بتحديد حرف من الأبجدية عن طريق واجهة الدماغ والحاسوب.

التطبيقات الهامة الأخرى من واجهات الدماغ والحاسوب المتعلقة بالاتصالات هي متصفحات الإنترنت التي تم تكييفها مع المستخدمين ذو الإعاقات الشديدة لأنه (على مدى العقد الماضي) أصبحت شبكة الإنترنت جزءاً هاماً جداً من الحياة اليومية.



منذ عام 2012 يستخدم عالم الفيزياء الشهير ستيفن هوكينغ نظام iBrain لتحويل أفكاره إلى كلام مفهوم

العالم البريطاني ستيفن هوكينغ يعاني من حالة نادرة من مرض التصلب العصبي اللويحي ستيفن هوكينغ لا يستطيع أن يحرك أي عضو من أعضاء جسمه، ولا يستطيع حتى الكلام. ببساطة هذا الشخص لا يمتلك إلا دماغه الذي يعمل بشكل فعال. وبما أنه أحد عباقرة هذا العصر، فقد تم تطوير نظام ترابط دماغي حاسوبي متطور (الأكثر تطوراً في العالم حقيقة) من أجل نقل أفكاره وترجمتها وتحويلها لحديث مسموع ومفهوم. كل ما هو مطلوب من ستيفن هوكينغ هو أن يفكر بما يريد أن يقوله، ونظام الترابط الدماغي الحاسوبي المتطور المتصل به سيعمل على ترجمة هذه الأفكار وتحويلها لحديث يمكن تسجيله.



استعادة القدرة على الحركة: [16]

إصابة النخاع الشوكي أو الأمراض العصبية الأخرى المرتبطة مع فقدان الوظائف الحسية والحركية تقلل بشكل كبير جودة حياة المريض، وتسبب الاعتماد مدى الحياة على خدمات الرعاية المنزلية. استعادة الحركة قد تخفف من معانات المريض النفسية والاجتماعية.

استعادة الحركة (مثل إمساك الأشياء) أمر ممكن في المرضى الذين يعانون شلل حاد من خلال أطراف صناعية عصبية (مثل ذراع روبوت) مع الاسترشاد بالتحفيز الكهربائي الوظيفي.

التسلية: [17]

خلال السنوات الأخيرة زاد الاهتمام بتطبيقات الترفيه بسبب التقدم الكبير في هذه التكنولوجيا. في الواقع، قد فتحت التحسينات في أداء واجهات الدماغ والحاسوب الطريق لتوسيع نطاق استخدامها للأشخاص الغير معاقين. فقد قدمت واجهات الدماغ والحاسوب طريقة جديدة للتفاعل بين الإنسان والآلة والتي قد تجعل ألعاب الفيديو أكثر تحدياً وجاذبية. بالإضافة إلى ذلك، فإن واجهات الدماغ والحاسوب توفر وسيلة للوصول إلى انطباعات المستخدم عن أداء اللعبة معه، وبالتالي تحسين الألعاب من خلال المعلومات عن نشاط الدماغ. يمكن لواجهات الدماغ والحاسوب تحديد متى يشعر اللاعب بالملل أو القلق أو الإحباط وذلك بهدف استخدام هذه المعلومات لتصميم الألعاب في المستقبل.

التنقل: [17]

تطبيقات واجهات الدماغ والحاسوب التي تسمح للذوي الاحتياجات الخاصة التحكم في وسائل النقل تمثل مجالا هاما في استخداماتها. بفضل هذه التطبيقات، فإن الأشخاص الذين يعانون من الشلل النصفي أو ذوي الإعاقات الجسدية الأخرى يمكنهم دفع كرسي متحرك بشكل مستقل، مما يجعلهم أكثر استقلالية ويحسن جودة حياتهم.

في عام 2006، أعلن وبناج عن أول عملية جراحية في العالم، لتركيب ذراع روبوتية حيوية لمريضة تدعى "كلوديا مينتل"، بحيث تستطيع التحكم بكافة حركات الذراع ومفاصلها كما تريد، وكأنها ذراعها نفسها! التقنية هنا كانت تتمحور بتحويل أفكار كلوديا إلى إشارات كهربائية مناسبة تمثل أوامر للمحركات المسؤولة عن إدارة الذراع ومفاصلها كما تريد كلوديا وكما تفكر.

الخاتمة والنتائج

واجهة الدماغ والحاسوب تعبر عن نظام تواصل مباشر بين الدماغ وجهاز الحاسب الآلي، هذه القناة تمنح إمكانية نقل المعلومات من وإلى الدماغ على شكل إشارات كهربائية، حيث يتم قراءة النشاطات الكهربائية من الدماغ باستخدام أقطاب كهربائية تُوضع على سطح الجمجمة (قراءة خارجية) أو سطح الدماغ مباشرة (قراءة داخلية)، وهذا النوع من الإتصال (دماغ-حاسوب) يسمح للمستخدم أن يرسل أوامر للحاسوب عن طريق التفكير، كما أنه يمكن إرسال المعلومات إلى الدماغ (حاسوب-دماغ) عن طريق تحفيز الدماغ بإرسال إشارات كهربائية ضعيفة.

تصنف الواجهات الدماغية الحاسوبية إلى ثلاث فئات رئيسية ويعتمد هذا التصنيف على الطريقة التي يتم الحصول فيها على الإشارات الدماغية وهي إما جراحية أو بالإستعانة بالتخطيط الكهربائي للدماغ EEG.

على الرغم من كون هذا البحث مهماً ومبشراً إلا أنه لا يزال يواجه العديد من الصعوبات، ولا يمكن القول أنه وصل لنقطة يمكن اعتباره حلاً ممكناً وقابلاً للتطبيق في أي وقت. فلو عدنا لأساس التقنية، والذي يعتمد على تسجيل الإشارات الكهربائية للدماغ، فإن هذا الأمر لا يزال يتطلب تحسناً كبيراً من حيث دقة الإشارات المستخلصة والمسجلة، فضلاً عن كون المطال الكهربائي لإشارات الدماغ منخفض جداً ويتطلب مراحل متقدمة من تضخيمها وترشيحها، لتصبح مناسبة لمراحل المعالجة الحاسوبية اللاحقة. كما أن التكلفة نفسها لا تزال مرتفعة، وتعقيد النظام ككل لا يزال غير مريح بالنسبة للمريض الذي سيستخدمه.

التوصيات:

1. ادخال تقنية الإتصال عن بعد في نقل الإشارات الدماغية
2. استخدام الواجهات الدماغية الحاسوبية في أنظمة الحماية
3. تزويد الواجهات الدماغية بقواعد بيانات يمكن التعديل عليها

1. He, B., et al., *Brain-computer interfaces*, in *Neural Engineering*. 2013, Springer. p. 87-151.
2. Wolpaw, J.R. *Brain-computer interfaces: Signals, methods, and goals*. in *Neural Engineering, 2003. Conference Proceedings. First International IEEE EMBS Conference on*. 2003. IEEE.
3. He, B. and L. Ding, *Electrophysiological mapping and neuroimaging*, in *Neural engineering*. 2013, Springer. p. 499-543.
4. Yang, Z., Y. Wang, and G. Ouyang, *Adaptive neuro-fuzzy inference system for classification of background EEG signals from ESES patients and controls*. The Scientific World Journal, 2014. **2014**.
5. Ebner, A., et al., *EEG instrumentation. The International Federation of Clinical Neurophysiology. Electroencephalography and clinical neurophysiology. Supplement*, 1999. :52 p. 7.
6. Middendorf, M., et al., *Brain-computer interfaces based on the steady-state visual-evoked response*. IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering, 2000. **8**(2): p. 211-214.
7. Pu, X.-J., T.-J. Liu, and D.-Z. Yao, *Design of an EEG Preamplifier for Brain-Computer Interface*.
8. Wolpaw, J.R., et al., *Brain-computer interfaces for communication and control*. Clinical neurophysiology, 2002. **113**(6): p. 767-791.
9. Schalk, G. and J. Mellinger, *A Practical Guide to Brain-Computer Interfacing with BCI2:000 General-Purpose Software for Brain-Computer Interface Research, Data Acquisition, Stimulus Presentation, and Brain Monitoring*. 2010: Springer Science & Business Media.
10. Moore, M.M., *Real-world applications for brain-computer interface technology*. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2003. **11**(2): p. 162-165.
11. Pei, X., et al., *Decoding vowels and consonants in spoken and imagined words using electrocorticographic signals in humans*. Journal of neural engineering, 2011. **8**(4): p. 046028.
12. Lingaratnam, S., et al., *Developing a performance data suite to facilitate lean improvement in a chemotherapy day unit*. Journal of Oncology Practice, 2013. **9**(4): p. e115-e121.
13. Dutta, A., et al., *A low-cost point-of-care testing system for psychomotor symptoms of depression affecting standing balance: a preliminary study in India*. Depression research and treatment, 2013. **2013**.
14. Chatelle, C., et al., *Brain-computer interfacing in disorders of consciousness*. Brain injury, 2012. **26**(12): p. 1510-1522.
15. Anupama, H., N. Cauvery, and G. Lingaraju, *Brain computer interface and its types-a study*. International Journal of Advances in Engineering & Technology, 2012. **3**(2): p. 739.
16. Van Erp, J.B., F. Lotte, and M. Tangermann, *Brain-computer interfaces: beyond medical applications*. Computer-IEEE Computer Society-, 2012. **45**(4): p. 26-34.
17. Ramadan, R.A., A.E. AbdElGawad, and M. Alaa. *JustThink: Smart BCI Applications*. in *Proceedings of Seventh International Conference on Bio-Inspired Computing: Theories and Applications (BIC-TA 2012)*. 2013. Springer.