

BBVA

Innovación: cambiar el rostro de la discapacidad

Hugh Herr y Ernesto
Martínez-Villalpando
MIT Media Lab

En todo el mundo, unos 650 millones de personas sufren algún tipo de discapacidad y, a medida que la población envejece, esta cifra no puede sino aumentar. Quienes padecen una discapacidad física, emocional o cognitiva se enfrentan a miles de desafíos graves y debilitantes. Por suerte, la explosión moderna de innovaciones científicas y tecnológicas proporciona una extraordinaria oportunidad para mejorar sensiblemente la calidad de vida de estas personas. Además, la misma tecnología de vanguardia que puede minimizar o eliminar los efectos adversos de las minusvalías se puede usar para ampliar las capacidades del hombre y trascender los límites ordinarios de la condición humana.

En el Media Laboratory del Massachusetts Institute of Technology (MIT), los grupos Biomechatronics (Biomecatrónica) y Affective Computing (Computación afectiva) están centrando sus esfuerzos en el desarrollo de nuevas tecnologías que pueden tener un profundo impacto en las vidas de las personas tanto en el nivel físico como en el emocional. El grupo Biomechatronics trata de entender los principios básicos de la locomoción biológica con el fin de desarrollar tecnologías de rehabilitación que devuelvan la funcionalidad a las personas con problemas físicos y, también, tecnologías que aumenten las capacidades físicas de los individuos sanos que no

padecen ninguna minusvalía. El grupo Affective Computing trabaja para desarrollar tecnologías que amplíen nuestra comprensión del afecto y del papel que este desempeña en la experiencia humana, con especial énfasis en la investigación del autismo y en las terapias relacionadas con esta enfermedad. Interdisciplinarios por naturaleza, los dos grupos integran en su trabajo una amplia gama de materias que van desde la medicina a la ingeniería.

Los grupos Biomechatronics y Affective Computing forman parte de la iniciativa Human 2.0 del MIT, concebida para mitigar los efectos de las minusvalías y redefinir los límites de la capacidad humana.

BIOMECASTRÓNICA: ¿PERSONAS CON DISCAPACIDADES O TECNOLOGÍAS CON LIMITACIONES?

Aunque en la mayoría de los casos lo damos por descontado, caminar sigue siendo algo esencial en la vida moderna, invadida aún hoy por escaleras, terrenos irregulares y otros obstáculos que pueden ser conquistados fácilmente por las piernas pero están vedados a las ruedas. La pérdida o una minusvalía de una pierna tiene un enorme impacto en la calidad de vida y los pacientes luchan por recuperar o conservar la capacidad de andar incluso cuando han sufrido

lesiones graves. En Estados Unidos hay más de 26 millones de personas con discapacidades físicas y eso incluye más de 1,7 millones (más de 1 por cada 200 personas) que conviven con la pérdida de una de sus extremidades (NLLIC, 2008). Para restablecer el funcionamiento de la extremidad perdida, suele ser necesario recurrir a la tecnología protésica y ortésica. La necesidad de tecnología en el ámbito de la rehabilitación y las prótesis aún no ha alcanzado todo su potencial, ya que se espera que el número de personas que hayan sufrido una amputación y usen una prótesis llegue a 2,4 millones antes del año 2020 (Ziegler-Graham, 2008).

Las tecnologías disponibles comercialmente hoy en día para las víctimas de amputaciones de una extremidad inferior están lejos de proporcionar un reemplazo totalmente funcional para las piernas biológicas. Incluso con los sistemas de prótesis más avanzados del mercado, las personas con amputaciones siguen padeciendo problemas clínicos asociados a la falta de una movilidad adecuada. Entre ellos se incluyen asimetría al caminar, inestabilidad, una reducción de la velocidad al andar y un mayor gasto de energía. Combinadas, estas patologías relacionadas con la ambulación dan como resultado un grado considerable de dolor y fatiga para las personas que han perdido una extremidad inferior (Postema *et al.*, 1997).

Aunque el dolor que se siente en el miembro residual corresponde al funcionamiento de todo el sistema protésico (es decir, desde el punto de contacto entre el forro tubular y el encaje al pilón y al resto de los componentes de la prótesis), está especialmente asociado al acoplamiento entre la extremidad residual y la pierna protésica. Un acoplamiento imperfecto permite un movimiento relativo entre el encaje y el muñón del fémur debido a la compresión del tejido blando. Este movimiento resulta incómodo para el paciente y se traduce en una falta de confianza que impide aplicar fuerzas elevadas a la pierna protésica. Además, el brazo relativamente corto del momento entre la articulación de la cadera y el

encaje reduce la fuerza que los músculos de la cadera pueden aplicar a la extremidad artificial (Whittle, 1991).

Los avances recientes en la tecnología de los encajes han reducido el dolor de los pacientes centrándose en la amortiguación, un factor fundamental para el confort. Estas tecnologías cubren un amplio espectro, desde forros tubulares de gel y encajes con mecanismos de vacío a modernas superficies de contacto que se basan en la digitalización láser del miembro residual y la fabricación asistida por ordenador. Dos tecnologías que han tenido un éxito considerable en la reducción del dolor son los pilones con absorción de sacudidas y el pie protésico con respuesta elástica dinámica (DER, Dynamic Elastic Response) (Perry *et al.*, 1992). Las características de amortiguamiento y acomodación que proporcionan les han valido una aceptación generalizada en la mayoría de los sistemas protésicos comercialmente disponibles.

Pero a pesar de su éxito entre las personas con amputaciones, estos sistemas no han conseguido erradicar las anomalías al caminar y la fatiga. La fatiga en la ambulación equivale a un mayor gasto metabólico y es una dolencia habitual en las personas que han sufrido la amputación de una extremidad inferior. En estos sujetos, la fatiga es considerablemente superior a la que experimentan los individuos sanos al andar a una velocidad comparable. Las mediciones del gasto metabólico al caminar se obtienen normalmente analizando el consumo del nivel de oxígeno. Para las personas con amputaciones unilaterales por debajo de la rodilla, la tasa de consumo de oxígeno es entre un 20 y un 30% superior (Herbert *et al.*, 1994; Molen, 1973) a la de las personas sanas sin discapacidades. En el caso de las amputaciones por encima de la rodilla, esta tasa aumenta otro 25% (James, 1973; Waters y Mulroy, 1999).

Las prótesis convencionales para las extremidades inferiores, a pesar de sus características de amortiguamiento y acomodación, no han proporcionado a los amputados una verdadera

“Las tecnologías disponibles comercialmente hoy en día para las víctimas de amputaciones de una extremidad inferior están lejos de proporcionar un reemplazo totalmente funcional para las piernas biológicas”

ventaja metabólica (Lehmann *et al.*, 1993; Torburn *et al.*, 1990; Colborne *et al.*, 1992; Huang *et al.*, 2000; Thomas *et al.*, 2000). Además de una demanda energética superior, las personas que han perdido una extremidad inferior presentan una reducción de la velocidad elegida para caminar y, en consecuencia, una menor resistencia global.

En condiciones ideales, los sistemas protésicos deben cumplir diversos requisitos para reproducir el comportamiento biológico de los miembros normales y sanos. Para el grupo Biomechatronics, la biomecánica asociada a la ambulación normal proporciona una base para el diseño y el desarrollo de las nuevas extremidades artificiales motorizadas. Este original enfoque biomimético aplicado al diseño y al desarrollo de las prótesis resulta prometedor para mejorar la simetría al caminar, la velocidad y la demanda metabólica de los amputados, además de mejorar la adaptación a la forma de caminar específica del paciente.

Uno de los objetivos del grupo Biomechatronics es desarrollar para quienes han perdido una extremidad inferior una sofisticada prótesis de pierna biomimética modular que permita restaurar el funcionamiento de las articulaciones del tobillo y la rodilla de una pierna humana intacta y

emular plenamente su comportamiento natural. Esta tarea plantea a los investigadores numerosos desafíos en su estudio de nuevos diseños electromecánicos y estrategias de control que puedan integrarse y adaptarse a las necesidades de los pacientes. La extremidad inferior robótica completa se compone de dos prótesis de articulaciones robóticas modulares: una prótesis motorizada de tobillo-pie y otra robótica de rodilla.

Prótesis robótica de tobillo-pie

La articulación del tobillo humano es esencial para la locomoción porque proporciona una cantidad considerable de energía para impulsar el cuerpo desde el suelo y proyectarlo hacia delante al caminar, especialmente a velocidades moderadas o rápidas (Winter, 1983; Palmer, 2002; Gates, 2004). En el caso de las amputaciones transtibiales (por debajo de la rodilla), la pérdida de esta generación de energía en el tobillo da como resultado un paso asimétrico anormal con un mayor consumo de energía metabólica y velocidades inferiores. Además, el comportamiento mecánico de las prótesis de tobillo-pie disponibles comercialmente difiere mucho del de un conjunto de pie y tobillo humano sano. Aunque la mayoría de estas prótesis ofrecen cierto grado de acomodación y admiten el balanceo inicial y final por su forma, no pueden suministrar la cantidad de energía externa que se requiere para caminar, lo que impide que repliquen la flexibilidad y el accionamiento naturales del tobillo (Whittle, 1991).

Con el fin de superar las desventajas que las tecnologías protésicas actuales tienen para las personas con amputaciones por debajo de la rodilla, el grupo Biomechatronics ha desarrollado la primera prótesis robótica de tobillo-pie del mundo que puede recrear las acciones de la parte inferior de una pierna biológica (Au y Herr, 2006; Au *et al.*, 2007). Con una combinación de diseño avanzado de inspiración biológica y de algoritmos informáticos inteligentes, este novedoso dispositivo puede impulsar al amputado hacia delante y adaptarse fácilmente a los

cambios de velocidad y el entorno de la ambulación. La prótesis de tobillo-pie artificial permite que las personas amputadas caminen con naturalidad por un suelo plano, por escaleras y rampas e incluso por un terreno desigual. Además, el bajo peso del dispositivo y su diseño biológico hacen que su uso resulte cómodo y que pase desapercibido incluso para ojos expertos. Y lo que es más importante: este innovador dispositivo reduce la tasa de consumo de oxígeno de los amputados al caminar hasta en un 20% con respecto a los dispositivos protésicos convencionales (Au *et al.*, 2009).

El éxito de la prótesis activa de tobillo radica en la dedicación del grupo Biomechatronics al diseño biomimético. El diseño mecánico de este dispositivo motorizado imita las estructuras biológicas de la articulación del tobillo por medio de elementos elásticos y materiales flexibles que desempeñan funciones similares a las de los tendones y los ligamentos de la articulación humana. Este uso de elementos elásticos reduce el peso del motor requerido y minimiza la energía total necesaria para este sistema alimentado por batería, lo que permite al paciente caminar todo el día con una sola carga.

Este dispositivo de investigación biónica de vanguardia ha tenido tal éxito que fue elegido

Mejor invento del año en 2007 por la revista *Time Magazine* y llevó a la creación de iWalk LLC, una nueva iniciativa empresarial que comercializa este prototipo.

Prótesis robótica de rodilla

Para las personas que han sufrido amputaciones por encima de la rodilla, una fuente común de patologías al caminar con las prótesis convencionales es la falta de un control preciso de la articulación de la rodilla, en especial cuando la pierna se balancea durante cada paso. No se puede dejar que la rodilla se balancee libremente porque se extenderá demasiado deprisa y se detendrá de repente cuando alcance toda su longitud. Por otra parte, la articulación de la rodilla no puede ser tan rígida que no se flexione en respuesta a la dinámica; esa rigidez daría como resultado un gran aumento de la cantidad de energía requerida por el paciente para ir de un paso al siguiente. Para impedir estos casos extremos, se han desarrollado diversas prótesis de rodilla que se comportan como amortiguadores (es decir, mecanismos de disipación de energía) usando sistemas de fricción, hidráulicos, neumáticos o electromecánicos. Algunas se han concebido como dispositivos de amortiguamiento variables que se adaptan al ángulo,

Figura 1. Prótesis robótica de tobillo-pie de Biomechatronics (fotografía de Webb Chappell •MIT Media Lab) y prototipo más reciente de iWalk LLC



la velocidad y la dirección del movimiento. Estos mecanismos han solucionado parcialmente los patrones anormales al caminar que se dan en los amputados (Whittle, 1991), pero aún no han logrado imitar del todo el complejo funcionamiento de la articulación de la rodilla.

Partiendo del trabajo que llevó al primer tobillo motorizado del mundo, el grupo Biomechatronics ha seguido esta línea de innovación en extremidades biónicas mediante el desarrollo de una prótesis robótica de articulación de rodilla de vanguardia que elimina las limitaciones de las rodillas protéticas convencionales. Esta prótesis es capaz de replicar el funcionamiento de la articulación de la rodilla biológica y de integrarse a la perfección con el tobillo motorizado, lo que da como resultado una prótesis artificial completa para la extremidad inferior (Martínez-Villalpando *et al.*, 2008; Martínez-Villalpando y Herr, 2010).

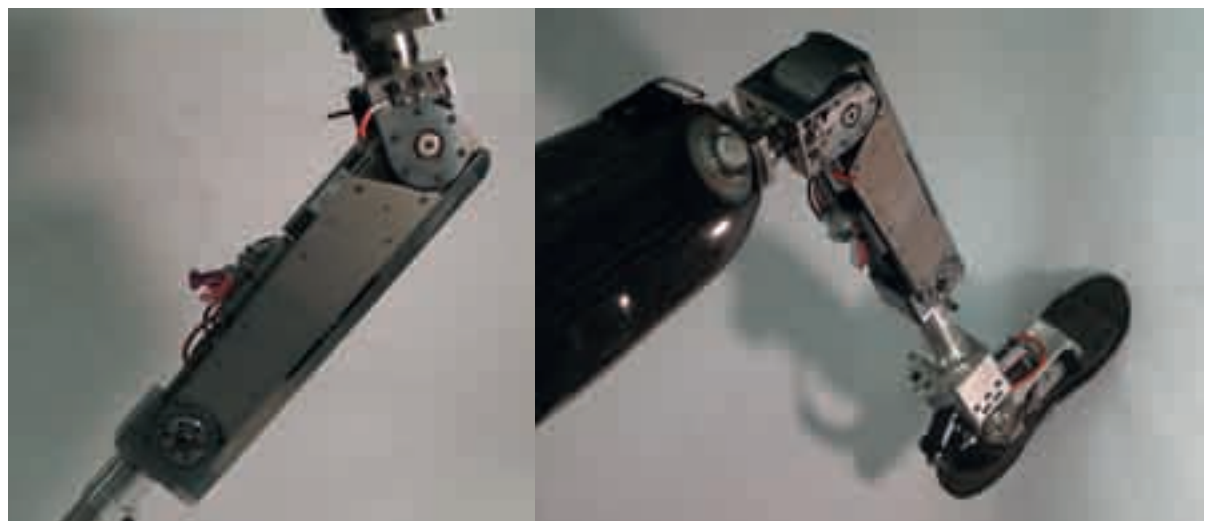
La prótesis de rodilla activa es un novedoso dispositivo motorizado con un diseño electromecánico biomimético único. La rodilla artificial imita el funcionamiento de las estructuras musculoesqueléticas que rodean a una articulación de rodilla biológica intacta y crean un sistema que, como el tobillo artificial, es pequeño, ligero y eficiente. Su diseño incorpora un microordenador

y un sofisticado sistema de detección asociado a una inteligencia artificial que puede deducir las intenciones de la persona amputada. Con su diseño y su control avanzados, esta prótesis pretende mejorar el modo de caminar del paciente en mayor medida que otras prótesis comercialmente disponibles, no solo en la ambulación por una superficie plana, sino también al recorrer un terreno difícil que incluya rampas y escaleras. La integración de la prótesis robótica de rodilla y tobillo en un único sistema protésico proporciona la extremidad inferior artificial motorizada más avanzada del mundo para los amputados transfemorales. Se espera que la combinación de la rodilla y el tobillo activos tenga un gran impacto clínico y que las novedosas arquitecturas de sus componentes contribuyan al desarrollo de futuras tecnologías integrales de asistencia que se adaptarán a las necesidades de las personas con discapacidades.

Exoesqueletos

Entre las discapacidades físicas que suelen generar un debilitamiento de las piernas se incluyen la amputación de una extremidad inferior, las lesiones agudas de la médula espinal, la esclerosis múltiple y los accidentes cerebrovasculares. Para aquellos individuos que han sufrido

Figura 2. Prótesis robótica de rodilla del grupo Biomechatronics



una parálisis parcial de las piernas debida a una patología neurobiológica, el uso de la tecnología del exoesqueleto ofrecerá una importante mejora de la movilidad, superior a la obtenida con la tecnología ortésica convencional para las piernas.

El grupo Biomechatronics está incorporando su conocimiento de la locomoción humana y su experiencia en el diseño de extremidades protésicas en el desarrollo de exoesqueletos (Walsh *et al.*, 2006, 2007). Estas estructuras de soporte que se colocan en el cuerpo contribuyen a aumentar la movilidad humana, incrementan la resistencia y ayudan a las personas con problemas físicos. El exoesqueleto para andar diseñado por el grupo es un sistema ortésico que funciona en paralelo al cuerpo y transmite las fuerzas entre el suelo y el torso del usuario al caminar y permanecer de pie, lo que supone una reducción eficaz de la parte del peso del cuerpo soportada por las piernas y facilita a las personas discapacitadas la bipedestación y la ambulación. Como el exoesqueleto ofrece el soporte que en condiciones normales proporcionan las piernas biológicas, las personas con discapacidades físicas asociadas a un debilitamiento de las piernas pueden caminar con confianza mientras lo llevan (Dollar y Herr, 2007, 2008).

En particular, el trabajo desarrollado por el grupo Biomechatronics en el campo de los exoesqueletos estudia la dinámica pasiva de la ambulación humana para crear dispositivos más ligeros y eficientes con tres objetivos en mente. En primer lugar, el exoesqueleto que se está desarrollando actualmente aspira a convertirse en el primer sistema colocado sobre el cuerpo que demuestre una reducción en el uso de energía humana al caminar. En segundo lugar, el exoesqueleto debe resultar útil en tareas de salvamento, en las que puede aumentar la resistencia del usuario y reducir cargas perjudiciales para la rodilla y el tobillo. Entre estos usuarios potenciales se encuentran bomberos y soldados en activo cuyas intervenciones exigen un movimiento rápido en terrenos irregulares mientras

Figura 3. Exoesqueleto portacarga del grupo Biomechatronics



transportan grandes cargas. Por último, esta tecnología se ha concebido para ayudar a las personas que tienen problemas de movilidad. La arquitectura de este exoesqueleto se puede modificar con el fin de convertirlo en una ortesis para caminar que favorece un estilo de vida activo, ya que reduce la carga en las articulaciones lesionadas y proporciona un soporte que permite andar con normalidad a pacientes que por lo demás tienen una movilidad limitada.

COMPUTACIÓN AFECTIVA: EL DESAFÍO DEL AUTISMO

Los trastornos del espectro autista (TEA) son un conjunto de desórdenes del neurodesarrollo caracterizados por una disfunción cualitativa de la socialización, la comunicación y los intereses circunscritos, lo que incluye patrones de comportamiento estereotipados y rigidez conductual ante los cambios de las rutinas (APA, 1994). Los estudios actuales sobre los TEA indican una tasa de hasta 1 de cada 110 niños de ocho años

o menos en Estados Unidos (CDCP, 2009). Los TEA se manifiestan normalmente en la infancia y persisten toda la vida. Estos trastornos tienen un profundo impacto en las familias y suelen llevar asociados en la mayoría de los casos enormes costes emocionales y económicos. Por ejemplo, las estimaciones recientes sugieren que en Estados Unidos los costes sociales que la atención a los individuos diagnosticados cada año generará a lo largo de toda su vida se acercan a 35.000 millones de dólares (Gantz, 2007). Los TEA representan sin duda un problema emergente de salud pública (Newschaffer *et al.*, 2003).

En el Media Laboratory del MIT, a través del grupo Affective Computing (Computación afectiva) y de la Autism & Communication Technology Initiative (Iniciativa tecnológica para el autismo y la comunicación), se está desarrollando un conjunto de tecnologías innovadoras que permitirán entender y ayudar mejor en los entornos naturales a los individuos que padecen TEA. Entre estas aplicaciones se incluyen tres de las que se ofrece una breve descripción en los párrafos siguientes: 1. detección automática de las estereotipias motoras por medio de acelerómetros inalámbricos y de algoritmos de reconocimiento de patrones; 2. desarrollo de medidas inalámbricas no invasivas de la activación fisiológica, y 3. creación de un conjunto de tecnologías inalámbricas que se colocan en el cuerpo y que permiten capturar, analizar en tiempo real y compartir las indicaciones socioemocionales generadas in situ por las caras, las voces y los gestos de los propios pacientes o de sus interlocutores.

Detección de las estereotipias motoras mediante sensores

Las estereotipias motoras se definen generalmente como secuencias motoras repetitivas que a ojos de un observador resultan invariables en su forma y carecen de cualquier estímulo que las provoque o de función adaptativa alguna. Se han identificado varias, entre las que destacan el balanceo del cuerpo, la introducción de objetos en la boca y movimientos complejos de las

manos y los dedos (Lewis y Bodfish, 1998). Las estereotipias motoras se dan a menudo en personas con trastornos mentales y del desarrollo, síndromes genéticos (Bodfish *et al.*, 2000) y, con menos frecuencia, en adultos y niños con un desarrollo normal.

Aunque en los últimos años han aumentado las investigaciones realizadas sobre los TEA como resultado de una mayor conciencia sobre las altas tasas de prevalencia, la mayor parte de este trabajo se centra en los déficits sociales y de comunicación, y no en los comportamientos restringidos y repetitivos. Y esto puede suponer un problema, dada la alta prevalencia de estereotipias motoras detectadas en individuos con TEA. Además, en los casos graves, estos movimientos pueden plantear diversas dificultades a los individuos con trastornos del espectro autista y a sus familias. En primer lugar, las personas con TEA sufren accesos frecuentes de estereotipias motoras. Impedir o detener esos movimientos puede resultar problemático dado que los individuos con TEA pueden sufrir ansiedad, inquietarse o volverse agresivos si se les interrumpe (Gordon, 2000). En segundo lugar, si no se controlan, estos movimientos pueden convertirse en la conducta dominante en los sujetos con TEA e interferir en la adquisición de nuevas destrezas y en el funcionamiento de las destrezas ya establecidas (Koegel y Covert, 1972). En tercer lugar, estos movimientos resultan socialmente inadecuados y estigmatizantes y pueden complicar la integración social en los entornos de la escuela y la comunidad (Jones *et al.*, 1990). Por último, se cree que las estereotipias motoras provocan comportamientos autolesivos cuando se dan ciertas condiciones ambientales (Kennedy, 2002).

Para medir, entender y remediar mejor esta compleja clase de conducta, estamos desarrollando un innovador sistema que permite reconocer y monitorizar automáticamente las estereotipias motoras. Nuestro sistema usa un módulo de detección en miniatura que se lleva cómodamente en la muñeca y en el torso y que

Figura 4. Sensores con acelerómetro inalámbrico de tres ejes MITes alojados en carcasas de plástico con soporte de batería externo. Las carcasas se pueden llevar en las muñecas con un brazalete elástico



transmite los datos del movimiento a un teléfono móvil. Los algoritmos de reconocimiento de patrones que se ejecutan en el teléfono reciben estas secuencias de datos del movimiento a través de una conexión inalámbrica, calculan diversos rasgos característicos y detectan automáticamente la topografía, la aparición, la interrupción, la frecuencia, la duración y la intensidad de los movimientos (Munguía-Tapia *et al.*, 2004). Hasta hoy, este sistema ha podido identificar correctamente el balanceo estereotipado del cuerpo, las sacudidas de las manos y los golpes en la cabeza aproximadamente el 90% del tiempo en seis individuos con TEA tanto en el ámbito del laboratorio como en el de una clase (Albinali *et al.*, 2009).

Este novedoso sistema aporta diversos beneficios potenciales. Una automatización sencilla de la detección de las estereotipias motoras puede liberar a un observador humano para concentrarse en los desencadenantes y las consecuencias ambientales y tomar nota de ellos a fin de determinar las relaciones funcionales que existen en esta clase de conducta, desconcertante y a menudo disruptiva. El sistema también se podría emplear en la medición de resultados para facilitar los estudios sobre la eficacia de las intervenciones conductuales y farmacológicas destinadas a reducir la incidencia o la gravedad de las estereotipias motoras. Por último, con pequeñas modificaciones, el sistema se puede programar para usarlo como herramienta de

intervención que proporcionará información en tiempo real a los individuos con TEA y a sus cuidadores cuando se detecten estos movimientos.

Medidas inalámbricas y no invasivas de la activación fisiológica

El sistema nervioso autónomo (SNA) es un sistema de control del cuerpo con una importante influencia en un gran número de procesos y variables —frecuencia cardíaca, digestión, frecuencia respiratoria y transpiración, entre otros— que interviene en la regulación de la emoción, las pérdidas de atención, el sueño, los indicios de expectación y saliencia, los sesgos de la memoria, etc.

A lo largo de los últimos treinta años, numerosos investigadores han registrado la actividad del SNA en sujetos con TEA para evaluar su capacidad de respuesta fisiológica durante diversas tareas de atención y habituación, tanto en situaciones de exposición a estímulos sociales y sensoriales como en el curso de conductas autolesivas y repetitivas. Lamentablemente, sin embargo, estos estudios plantean varios problemas metodológicos que arrojan dudas sobre la fiabilidad, la validez y la posible generalización de los datos obtenidos. Por ejemplo, la mayoría de los estudios realizados hasta la fecha sobre el SNA emplean equipos que requieren que los individuos permanezcan sentados y quietos mientras se adhieren a su torso o a sus dedos múltiples cables, lo que limita el número de participantes que pueden

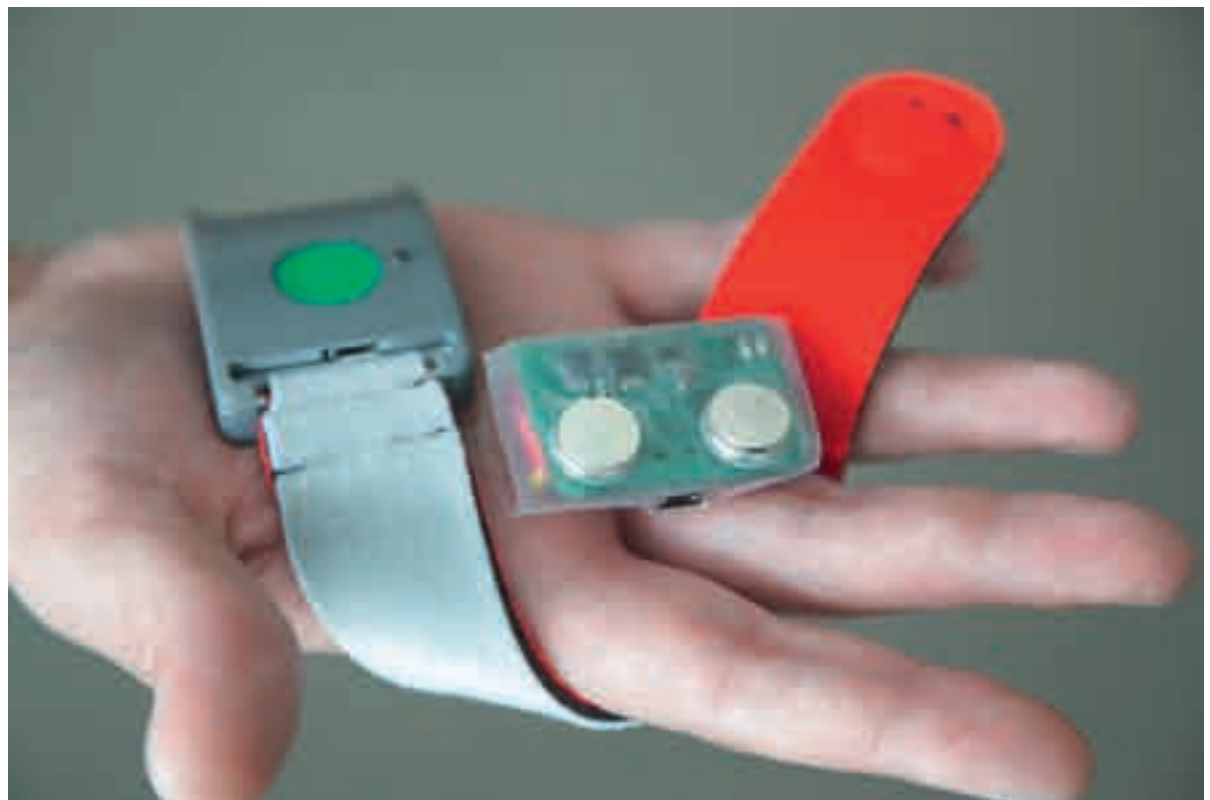
someterse a los procedimientos y aportar datos a un estudio. Además, las observaciones del SNA se realizan principalmente en laboratorios de investigación desconocidos para el sujeto que pueden generarle estrés y a menudo están limitadas a intervalos de medición cortos que pueden o no ser representativos de los verdaderos patrones del SNA de una persona cuando lleva a cabo sus actividades cotidianas. Los datos de estos estudios se promedian además en muchos casos entre los participantes, de modo que no se conservan los perfiles individuales, lo que difumina la heterogeneidad de los patrones de respuesta de los distintos individuos.

Para resolver algunos de estos problemas metodológicos, se está desarrollando una nueva plataforma tecnológica que permite detectar los datos autónomos simpáticos y parasimpáticos utilizando unos dispositivos que se llevan cómodamente en la muñeca o el tobillo, sin cables ni

cajas (Fletcher *et al.*, 2010, Poh *et al.*, 2010). El sistema captura: 1. la conductividad eléctrica de la piel, que proporciona una medida sensible de los cambios de la activación simpática asociada con la emoción, la cognición y la atención; 2. la frecuencia cardíaca y su variabilidad, que aporta información relacionada con las ramas simpática y parasimpática del SNA; 3. la temperatura y 4. el movimiento motor y los cambios posturales por medio de la acelerometría de tres ejes. El acelerómetro de tres ejes y los sensores de temperatura proporcionan información sobre la actividad de una persona y reflejan la influencia del movimiento y la temperatura ambiente en la conductividad eléctrica de la piel y las señales cardiovasculares.

La monitorización de la reactividad autónoma con paquetes inalámbricos que se pueden llevar puestos cómodamente abre el camino a nuevos paradigmas experimentales in situ y permite

Figure 5. Sensor de actividad electrodérmica (EDA) del MIT Media Lab que se puede colocar sobre el cuerpo. Derecha: Sensor con electrodos de Ag/AgCl desechables acoplados. Izquierda: Banda elástica con diseño de carcasa dura que contiene el sensor



resolver algunos de los problemas asociados con los métodos tradicionales de registro del SNA en las personas con TEA. Por ejemplo, estos sensores podrían permitir realizar estudios longitudinales sobre los sujetos que generarán datos en un periodo de tiempo superior al de la *instantánea* estándar, lo que aportaría una nueva visión de las diferencias que se producen con el tiempo para una persona, dentro de un grupo y entre distintos grupos. Y podrían, asimismo, captar fenómenos de interés que son difíciles de reproducir en el contexto de un laboratorio, como los ataques de pánico. Medir y comunicar los patrones del SNA que preceden, acompañan y siguen a un suceso puede proporcionar también una gran riqueza de datos que se traducirán en nuevos métodos para prever los problemas de conducta (autolesiones, agresiones a otros, etc.) y responder a ellos, y en última instancia, evitarlos.

Kit interactivo de herramientas socio-emocionales (iSET, Interactive Social-Emotional Toolkit)

Muchos testimonios de primera mano de personas con TEA subrayan los retos de interactuar socialmente y las dificultades inherentes al procesamiento en tiempo real de información impredecible, compleja y de alta velocidad como las indicaciones no verbales (por ejemplo, las expresiones faciales) o a establecer un contacto visual y procesar a la vez el lenguaje. Dificultades como las siguientes se han documentado también profusamente en un extenso conjunto de literatura empírica: 1. dificultad para reaccionar ante las indicaciones no verbales y los estados mentales de otras personas (Baron-Cohen, 1995); 2. procesamiento atípico de la mirada (Klin *et al.*, 2002); 3. dificultad para entender y expresar los propios sentimientos (Hill *et al.*, 2004), y 4. problemas para valorar los intereses de los otros participantes en una conversación (Klin *et al.*, 2000). Estos desafíos afectan también a los interlocutores, de modo que para los miembros de la familia y para otras personas

“Ahora, con los avances recientes en los campos de la computación ubicua, los sensores y la tecnología de las cámaras, es posible disponer de una gama de sensores corporales que se comunican con un dispositivo portátil como un teléfono móvil o un PC ultra móvil”

resulta difícil entender lo que el sujeto intenta comunicar.

Ahora, con los avances recientes en los campos de la computación ubicua, los sensores y la tecnología de las cámaras, es posible disponer de una gama de sensores corporales que se comunican con un dispositivo portátil como un teléfono móvil o un PC ultra móvil. Partiendo de estos avances, estamos desarrollando un kit interactivo de herramientas socio-emocionales (iSET) (figura 4): un conjunto de tecnologías inalámbricas que se pueden colocar sobre el cuerpo y que permiten capturar, analizar en tiempo real y compartir las indicaciones socio-emocionales obtenidas in situ de las caras, las voces y los gestos del sujeto y de sus interlocutores. Los componentes tecnológicos del iSET incluyen una cámara portátil que se puede colocar de cara al sujeto (autocámara) o hacia fuera (cámara de la cabeza). El vídeo capturado se procesa usando algoritmos de análisis de patrones de vídeo en tiempo real y se etiqueta para diversos sucesos

Figura 6. Un estudiante con un trastorno del espectro autista usa el iSET con su profesora para captar, etiquetar y analizar las expresiones faciales



(acciones faciales, gestos comunicativos de la cara y la cabeza y emociones) (El Kaliouby y Robinson, 2005).

El proyecto iSET hace que estos componentes que se pueden colocar en el cuerpo estén disponibles y sean accesibles para los individuos con desórdenes del espectro autista con la esperanza de que permitan a este colectivo sistematizar, cuantificar y analizar sus interacciones sociales, que de lo contrario pueden parecer confusas, abrumadoras y fuera de su control. El iSET también se ha diseñado para ser divertido y convertir las interacciones sociales en un juego estimulante que puede motivar a los participantes a comunicarse. Los datos y los análisis ofrecidos por el iSET también hacen más fácil compartir las experiencias sociales con los familiares, los profesores y los amigos, de modo que es intrínsecamente social.

Actualmente, este sistema se está sometiendo a pruebas iterativas en los siguientes escenarios de una gran escuela para sujetos con TEA:

Contacto facial y ocular. La cámara de la cabeza o tercer ojo es una cámara que el paciente lleva puesta y orientada hacia fuera de modo que esté alineada con su campo de visión (Lee *et al.*, 2008). La secuencia de vídeo se introduce en un *software* de detección facial que cuantifica el contacto facial que se produce en una conversación natural.

Sistematización de las indicaciones socio-emocionales en el propio sujeto y en los demás. Muchos individuos con trastornos del espectro autista experimentan dificultades para expresarse de formas que resulten socialmente adecuadas y tienen problemas para identificar sus propios sentimientos y los de los otros. La *autocámara* se ha diseñado para ayudar a una persona a volver a experimentar y analizar la forma en que la ven los otros (Teeters, 2007).

Aprender lo que importa. Aunque numerosas intervenciones abordan el problema del reconocimiento de las indicaciones socio-emocionales, muy pocas enseñan a los individuos con

trastornos del espectro autista a identificar las indicaciones más importantes en las que deben centrar la atención. Sin este aspecto del procesamiento social, una persona puede intentar procesar cada indicación social, una actividad que genera una indudable sobrecarga cognitiva y que consume una gran cantidad de tiempo, lo que reduce la capacidad del individuo para reaccionar en tiempo real ante su interlocutor. *Expressions Hunt* (Caza de expresiones) es un juego contextual actualmente en desarrollo en el que se encomienda a los sujetos la misión de provocar y capturar diversas expresiones faciales, como las sonrisas o los ceños fruncidos de otros, usando una cámara que llevan colocada. En este juego, los portadores de la cámara tienen que pensar en provocar estados, no solo en reconocerlos y capturarlos.

REDEFINIR LA CONDICIÓN HUMANA

Vivimos en una época estimulante en la que los progresos sin precedentes experimentados por la ciencia y la tecnología están redefiniendo la discapacidad humana. Las colaboraciones institucionales y la integración de una amplia gama de disciplinas están produciendo sofisticadas soluciones que permiten a las personas con afecciones de salud físicas y mentales que antes se consideraban incapacitantes tener una vida sana y plena. Mientras tanto, nuevas tecnologías que crean conexiones íntimas entre el hombre y la máquina están llevando las capacidades humanas más allá de sus límites naturales. Sin duda, las contribuciones de científicos e ingenieros de primera línea, como los de los grupos Biomechatronics y Affective Computing del MIT, están obligando a la sociedad a reconsiderar la discapacidad y a revisar el significado de la condición humana.

AGRADECIMIENTOS

Los autores quieren expresar su mayor gratitud a Matthew S. Goodwin y a Rosalind W. Picard por sus valiosas contribuciones al contenido de este artículo.

BIBLIOGRAFÍA

- <http://affect.media.mit.edu/>
<http://biomech.media.mit.edu/>
<http://www.iwalk.com/>
<http://www.disabled-world.com>
<http://www.media.mit.edu/research/autism-communication-technology-initiative>
- ALBINALI, F., M. S. GOODWIN y S. S. INTILLE (2009), «Recognizing stereotypical motor movements in the laboratory and classroom: A case study with children on the autism spectrum», *Actas de la 11th International Conference on Ubiquitous Computing*, Nueva York: ACM Press, 71-80.
- American Psychiatric Association (1994), *Diagnostic and statistical manual of mental disorders*, 4.^a ed., Washington, DC: Autor.
- AU, S., y H. HERR (2006), «Initial experimental study on dynamic interaction between an amputee and a powered ankle-foot prosthesis», *Dynamic Walking: Mechanics and Control of Human and Robot Locomotion*, Ann Arbor.
- AU, S., J. WEBER, E. MARTÍNEZ-VILLAPANDO y H. HERR (2007), «Powered Ankle-Foot Prosthesis for the Improvement of Amputee Ambulation», *IEEE Engineering in Medicine and Biology International Conference*, 23-26 de agosto, Lyon, Francia, pp. 3020-3026.
- AU, S., M. BERNIKER y H. HERR (2008), «Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits», *Neural Networks* 21, pp. 654-666.
- AU, S., J. WEBER y H. HERR (2009), «Powered Ankle-foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy», *IEEE Transactions on Robotics* 25, pp. 51-66.
- BARON-COHEN, S. (1995), *Mindblindness*, Cambridge, MA: The MIT Press.
- BODFISH, J. W., F. J. SYMONS, D. E. PARKER y M. H. LEWIS (2000), «Varieties of repetitive behaviors in autism: Comparisons to mental retardation», *Journal of Autism and Developmental Disorders* 30, pp. 237-243.
- Centers for Disease Control and Prevention (2009), *Prevalence of Autism Spectrum Disorders – Autism and Developmental Disabilities Monitoring Network, United States*. Surveillance Summaries (18 de diciembre de 2009). *MMWR* 58 (SS-10).
- COLBORNE, G. R., S. NAUMANN, P. E. LONGMUIR y D. BERBRAYER (1992), «Analysis of mechanical and metabolic factors in the gait of congenital below knee amputees. A comparison of the SACH and Seattle feet», *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* 71, pp. 272-278.
- DOLLAR, A., H. HERR (2007), «Active Orthoses for the Lower Limbs: Challenges and State of the Art», *Actas de la 2007 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, Noordwijk, Países Bajos.
- DOLLAR, A., H. HERR (2008), «Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State of the Art», *IEEE Transactions on Robotics* 24(1).
- EILENBERG, M. F., H. GEYER y H. HERR (2010), «Control of a powered ankle-foot prosthesis based on a neuromuscular model», *Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*.
- EL KALIOUBY, R., y P. ROBINSON (2005), «Real-time inference of complex mental states from facial expressions and head gestures», *Real-Time Vision for Human-Computer Interaction*, Springer-Verlag, pp. 181-200.
- FLETCHER, R. R., K. DOBSON, M. S. GOODWIN, H. EYDGAHI, O. WILDER-SMITH, D. FERNHOLZ y R. W. PICARD (2010), «iCalm: Wearable sensor and network architecture for wirelessly communicating and logging autonomic activity», *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 14, pp. 215-223.
- GANTZ, M. L. (2007), «The lifetime distribution of the incremental societal costs of autism», *Archives of Pediatrics & Adolescent Medicine* 161, pp. 343-349.
- GATES, D. H. (2004), «Characterizing the ankle function during stair ascent, descent and level walking for ankle prosthesis and orthosis design», Tesis de máster. Boston University.
- GORDON, C. T. (2000), «Considerations on the pharmacological treatment of compulsions and stereotypes with serotonin reuptake inhibitors in pervasive developmental disorders», *Journal of Autism and Developmental Disorders* 30, pp. 437-438.

- HERBERT, L. M., J. R. ENGSBERG, K. G. TEDFORD y S. K. GRIMSTON (1994), «A comparison of oxygen consumption during walking between children with and without below-knee amputations», *Physical Therapy* 74: pp. 943-950.
- HILL, E. L., S. BERTHOZ y U. FRITH (2004), «Cognitive processing of own emotions in individuals with autistic spectrum disorder and in their relatives». *Journal of Autism and Developmental Disorders* 34, pp. 229-235.
- HUANG, G. F., Y. L. CHOU y F. C. SU (2000), «Gait analysis and energy consumption of below-knee amputees wearing three different prosthetic feet», *Gait Posture* 12, pp. 162-168.
- JAMES, U. (1973), «Oxygen uptake and heart rate during prosthetic walking in healthy male unilateral above-knee amputees», *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 5, pp. 71-80.
- JONES, R. S. P., D. WINT y N. C. ELLIS (1990), «The social effects of stereotyped behavior». *Journal of Mental Deficiency Research* 34, pp. 261-268.
- KENNEDY, C. H. (2002), «Evolution of stereotypy into self-injury», en S. R. Schroeder, M. L. Oster-Granite et al. (eds.), *Self-injurious behavior: Gene-brain behavior relationships*, Washington, D.C.: American Psychological Association, pp. 133-143.
- KLIN, A., F. VOLKMAR y S. SPARROW (2000), *Asperger Syndrome*, Nueva York: Guilford Press.
- KLIN, A., W. JONES, R. SCHULTZ, F. VOLKMAR y D. COHEN (2002), «Visual fixation patterns during viewing of naturalistic social situations as predictors of social competence in individuals with autism», *Archives of General Psychiatry* 59, pp. 809-816.
- KOEGEL, R. L., y A. COVERT (1972), «The relationship of self-stimulation to learning in autistic children». *Journal of Applied Behavior Analysis* 5, pp. 381-387.
- LEE, C. H., R. MORRIS, M. GOODWIN y R. W. PICARD (2008), «Lessons learned from a pilot study quantifying face contact and skin conductance in teens with asperger syndrome», *Resumen ampliado de CHI 2008*.
- LEHMANN, J. F., R. PRICE, S. BOSWELL-BESSETTE, A. DRALLE y K. QUESTAD (1993), «Comprehensive analysis of dynamic elastic response feet: Seattle Ankle/Lite Foot versus SACH foot», *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 74, pp. 853-861.
- LEWIS, M. H., y J. W. BODFISH (1998), «Repetitive behavior disorders in autism», *Mental Retardation and Developmental Disabilities Research Reviews* 4, pp. 80-89.
- MARTÍNEZ-VILLALPANDO E. C., y H. HERR (2009), «Agonist-antagonist active knee prosthesis: a preliminary study in level-ground walking», *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 46(3), pp. 361-373.
- MARTÍNEZ-VILLALPANDO, E. C., J. WEBER, G. ELLIOTT y H. HERR (2008), «Design of an Agonist-Antagonist Active Knee Prosthesis», *IEEE BIORobotics Conference*, Scottsdale.
- MARTÍNEZ-VILLALPANDO, E. C., J. WEBER, G. ELLIOTT y H. HERR (2008), «Biomimetic Prosthetic Knee using Antagonistic Muscle-Like Activation», *ASME International Mechanical Engineering Congress and Exposition (IMECE)*, Boston.
- MOLEN, N. H. (1973), «Energy-speed relation of below-knee amputees walking on a motor-driven treadmill», *International Z Angew Physiology* 31, pp. 173-185.
- MUNGUÍA TAPIA, E., S. S. INTILLE y K. LARSON (2004), en «Activity recognition in the home setting using simple and ubiquitous sensors». A. Ferscha y F. Mattern (eds.), *Actas de PERVASIVE 2004*, vol. LNCS 3001, Berlín, Heidelberg: Springer-Verlag, pp. 158-175.
- NATIONAL LIMB LOSS INFORMATION CENTER (2008). «Amputation Statistics by Cause. Limb Loss in the United States», *Amputee Coalition of America*, Knoxville.
- NEWSCHAFER, C. J., y L. K. CURRAN (2003), «Autism: An emerging public health problem», *Public Health Reports* 118, pp. 393-399.
- PALMER, M. (2002), «Sagittal plane characterization of normal human ankle function across a range of walking gait speeds». Tesis de máster, MIT.
- PERRY, J. (1992), «Gait analysis normal and pathological function», *Slack, Inc.* Thorofare, NJ.
- POH, M., N. C. SWENSON y R. W. PICARD (2010), «A wearable sensor for unobtrusive, long-term assessment of electrodermal activity», *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 57, pp. 1243-1252.
- POSTEMA, K., H. J. HERMENS, J. DE VRIES, H. F. KOOPMAN y W. H. EISMA (1997), «Energy storage and release of prosthetic feet. Part 1: Biomechanical analysis related to user benefits», *Journal Prosthetics and Orthotics International* 21, pp. 17-27.
- TEETERS, A. (2007), «Use of a wearable camera system in conversation: Toward a companion tool for social-emotional learning in autism», Máster de ciencias. Cambridge, MA: Massachusetts Institute of Technology Media Laboratory.
- THOMAS, S. S., C. E. BUCKON, D. HELPER, N. TURNER, M. MOOR y J. I. KRAJBICH (2000), «Comparison of the Seattle Lite Foot and Genesis II Prosthetic Foot during walking and running», *Journal of Prosthetics and Orthotics* 12, pp. 9-14.
- TORBURN, L., J. PERRY, E. AYYAPPA y S. L. SHANFIELD (1990), «Below-knee amputee gait with dynamic elastic response prosthetic feet: a pilot study». *Journal Rehabilitation Research and Development* 27, pp. 369-384.
- WALSH, C., K. PASCH y H. HERR (2006), «An autonomous, underactuated exoskeleton for load-carrying augmentation», *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, Pekín, 9-16 de octubre.
- WALSH, C., K. ENDO y H. HERR (2007), «A Quasi-Passive Leg Exoskeleton for Load-Carrying Augmentation», *International Journal of Humanoid Robotics*.
- WATERS, R. L., y S. MULROY (1999), «The energy expenditure of normal and pathologic gait», *Gait Posture* 9, pp. 207-231.
- WHITTLE, M. W. (1991), *Gait analysis: an introduction*, 3.ª ed., Oxford: Butterworth-Heinemann.
- WINTER, D. A. (1983), «Biomechanical motor pattern in normal walking», *Journal of Motor Behavior* 15(4), pp. 302-330.
- WINTER, D. A., y S. E. SIENKO (1988), «Biomechanics of below-knee amputee gait», *Journal of Biomechanics* 21(5), pp. 361-367.
- ZIEGLER-GRAHAM, K., E. J. MACKENZIE, P. L. EPHRAIM, T. G. TRAVISON y R. BROOKMEYER (2008), «Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050», *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 89(3), pp. 422-429.