



UNIVERSIDAD  
**Panamericana**

FACULTAD DE INGENIERÍA

**Dispositivo de asistencia para la movilidad  
urbana de personas con discapacidad visual  
mediante el uso de un teléfono inteligente y  
una interfaz táctil usable**

TESIS

QUE PRESENTA

**Ricardo Tachiquin Gutiérrez**

PARA OBTENER EL GRADO DE

**MAESTRÍA EN CIENCIAS**

CON RECONOCIMIENTO DE VALIDEZ OFICIAL DE ESTUDIOS DE LA  
SECRETARÍA DE EDUCACIÓN PÚBLICA, DE ACUERDO CON EL N° 2007574 DE  
FECHA 29 DE JUNIO 2007.

DIRECTORES DE TESIS

Dr. Ramiro Velázquez Guerrero

Dra. Carolina Del Valle Soto

AGUASCALIENTES, AGS, OCTUBRE 2021.



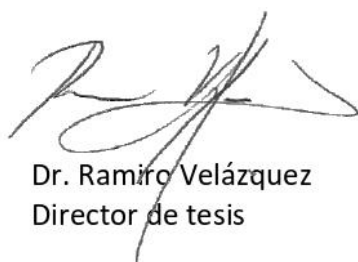
Aguascalientes, Ags., 12 de noviembre de 2021.

### LIBERACIÓN DE TESIS

Por medio de la presente, certifico en mi calidad de director de tesis que el trabajo del Ing. Ricardo Tachiquin Gutiérrez que lleva como título: ***Dispositivo de asistencia para la movilidad urbana de personas con discapacidad visual mediante el uso de un teléfono inteligente y una interfaz táctil usable*** cumple con los requisitos establecidos por el reglamento vigente de la Facultad de Ingeniería para presentarse en Examen de Titulación del programa de Maestría en Ciencias.

De resultar aprobado, podrá efectuar el trámite para la obtención del Grado de Maestro en Ciencias.

Atentamente



Dr. Ramiro Velázquez  
Director de tesis



# Índice

Agradecimientos .....	4
Resumen.....	5
1. Introducción .....	6
2. Dispositivo TA para la movilidad en entornos urbanos .....	13
2.1. Concepto .....	13
2.2. Principio de operación .....	15
2.3. Interfaz de usuario .....	18
2.4. Evolución de la interfaz de usuario .....	19
3. Evaluación .....	22
3.1. Experimento I: Reconocimiento de instrucciones de navegación .....	22
3.1.1. Participantes .....	22
3.1.2. Procedimiento.....	22
3.1.3. Método.....	23
3.1.4. Resultados .....	23
3.2. Experimento II: Movilidad urbana .....	27
3.2.1. Calibración del dispositivo.....	27
3.2.2. Participantes .....	29
3.2.3. Procedimiento.....	30
3.2.4. Método.....	30
3.2.5. Resultados .....	31
4. Conclusiones .....	35
5. Referencias.....	37
6. Artículo Original .....	44
7. Prueba de Indexación.....	62
8. Publicaciones.....	63

## Agradecimientos

Agradezco a Dios que ha querido concederme la gracia de haber concluido con éxito este proyecto de investigación y pido me permita en adelante aprovechar esta oportunidad para contribuir a la construcción de un mundo mejor.

Agradezco también a mi esposa Ariadna por su amor, apoyo y empuje para comenzar y concluir con el grado de Maestría. Ella, en el deseo de verme superado, me apoyó a acomodar los tiempos y las formas para conseguirlo.

Además de su siempre cálido trato hacia conmigo y un sincero deseo de quererme apoyar en mi carrera profesional, agradezco a mi director el Dr. Ramiro Velázquez por invitarme a participar en este proyecto que une la característica de ser un proyecto de impacto trascendental en cuanto a la posibilidad de ayudar directamente a las personas.

Agradezco también a Raxel Gutiérrez por su gran apoyo en hacer de la aplicación una interfaz amigable y fácil de usar.

A su vez, agradezco al Mtro. Juan Carlos García y a la Facultad de Ingeniería de la Universidad Panamericana por el apoyo recibido en esta última etapa del proyecto, por las facilidades brindadas en mi espacio de trabajo para concluirlo con éxito.

## Resumen

Esta tesis presenta un novedoso dispositivo usable de tecnología de asistencia (TA) diseñado para mejorar la movilidad de personas invidentes y con discapacidad visual en espacios urbanos. Dicho dispositivo aprovecha las capacidades de posicionamiento y cómputo de un teléfono inteligente o smartphone para localizar y guiar a los usuarios a lo largo del entorno. Las instrucciones de navegación necesarias para llegar a un destino se codifican como patrones de vibración que se transmiten al usuario a través de una interfaz táctil ubicada en el pie. Para evaluar el desempeño del dispositivo TA propuesto, se realizaron dos experimentos. En el primero se solicitó a un grupo de 20 participantes visualmente sanos que reconocieran y retroalimentaran sobre la información proporcionada por la interfaz táctil. Los resultados muestran tasas de reconocimiento por encima del 93%. El segundo experimento involucró a dos sujetos invidentes que fueron asistidos por el dispositivo para encontrar destinos a lo largo de recorridos por calles y espacios públicos. Los resultados muestran que los sujetos completaron con éxito la tarea y sugieren que las personas invidentes y con discapacidad visual pudieran encontrar en el dispositivo TA una herramienta útil, amigable, rápida de dominar y fácil de utilizar.

## 1. Introducción

Las investigaciones y desarrollos de dispositivos y sistemas que asisten a la comunidad de personas invidentes y con discapacidad visual se han ampliado durante las últimas décadas para convertirse en un importante campo de estudio dentro de las tecnologías de asistencia (TA). Esta respuesta es proporcional a la dimensión del problema: según el Informe Mundial sobre Visión de la Organización Mundial de la Salud (OMS) publicado en 2019 [1], existen en el mundo alrededor de 235 millones de personas con discapacidad visual severa para las cuales la cirugía ocular o el uso de lentes graduados no son suficientes para corregir la visión.

Las TA para personas invidentes o con discapacidad visual se pueden clasificar en tres: TA para la lectura, TA para el acceso a la información digital y TA para la movilidad (Tabla 1).

**Tabla 1.** TA para invidentes y débiles visuales: principales líneas de investigación.

TA para invidentes y débiles visuales	Lectura	Libros en Braille Audiolibros
	Acceso a información digital	Sintetizadores de voz Magnificadores de pantalla Terminales Braille
	Movilidad	Detección de obstáculos Orientación

La lectura es un componente fundamental de la cultura humana. Las personas con baja visión exhiben naturalmente capacidades de lectura reducidas que los privan en varios aspectos de la vida cotidiana como el empleo, la educación y la interacción social. Las soluciones de lectura focalizadas en TA tienen como objetivo realizar las adaptaciones necesarias para permitir el acceso a material impreso como libros, periódicos y revistas.

Dos enfoques para la lectura se pueden encontrar en la literatura: libros en Braille y audiolibros.

Los libros Braille se producen con impresoras de impacto llamadas estampadoras o impresoras Braille que golpean el papel con la fuerza necesaria para estampar texto y gráficos en él. Dicha información se codifica como puntos que son claramente discernibles con las yemas de los dedos. Los libros en Braille presentan varios retos interesantes: 1) El costo de las impresoras Braille es alto: se pueden encontrar comercialmente en el rango de 2,000 a 80,000 USD [2]. Estos costos naturalmente impiden que los usuarios puedan adquirir una impresora para uso personal. 2) Los costos de impresión son igualmente altos: algunas bibliotecas y centros educativos para personas con baja visión poseen impresoras Braille y ofrecen el servicio de impresión al público. Sin embargo, imprimir una sola página Braille en estos sitios es aproximadamente cinco veces más caro que con las impresoras tradicionales de inyección de tinta/láser [3]. 3) Disponibilidad comercial: tener libros en Braille en las librerías es una decisión que recae en las editoriales. Desafortunadamente, algunos factores como los costos de producción, el número de copias que se realmente venden y los tiempos de inventario a menudo desalientan a los editores a lanzar versiones en Braille de sus libros.

Varios dispositivos de TA que abordan los retos de la impresión táctil han sido propuestos en la literatura. Arroyo et al. introdujeron en [3] un cabezal de impresora Braille de bajo costo basado en servomotores y mecanismos leva-seguidor que estampan eficazmente puntos Braille en el papel. El dispositivo se puede adaptar a impresoras de matriz de puntos. Del mismo modo, Apurva et al. desarrollaron un cabezal de impresora con tres servomotores cada uno accionando dos agujas para estampar celdas Braille de seis puntos [4]. Duran et al. utilizaron un solo actuador montado en una plataforma de dos ejes para marcar el papel [5]. Otras técnicas aparte de los mecanismos se han explorado: Li et al. estudiaron en [6] el uso de técnicas adhesivas UV para producir puntos Braille. El sistema desarrollado consiste en una válvula de inyección que deposita puntos de pegamento en el papel. Kocioleck et al. analizaron en [7] la viabilidad de la impresión térmica con películas plásticas reutilizables. Sus resultados muestran que es posible imprimir térmicamente puntos Braille así como borrarlos posteriormente.

Los audiolibros son quizás la solución más simple y menos costosa al problema de lectura de las personas con baja visión. La disponibilidad comercial no es un problema, ya que miles de títulos se pueden comprar en línea y descargar directamente de los sitios web de las editoriales o librerías. Los usuarios pueden reproducirlos fácilmente con reproductores de música estándar. A pesar del atractivo indiscutible de los audiolibros, hay dos cuestiones a considerar [8]: 1) No todos los libros impresos se convierten sistemáticamente en audiolibros. De nueva cuenta, la producción de la versión audible depende de la estrategia comercial de cada editorial. 2) Los audiolibros no pueden considerarse la solución definitiva de lectura para las personas con discapacidad visual. Así como las personas videntes prefieren leer un libro en lugar de escuchar la versión en audio, no hay razón para asumir directamente lo contrario para las personas invidentes o con discapacidad visual. La lectura es una tarea que estimula la actividad intelectual, aumenta la alfabetización e incrementa la autoestima de las personas con problemas de visión. Desafortunadamente, los audiolibros no pueden proporcionar estos aspectos subjetivos del usuario.

La tecnología juega un papel central en todas las facetas de la vida moderna: acceso instantáneo a la información, comunicación, educación, trabajo y colaboración con otras personas, entre muchos otros. Las tecnologías digitales han sido reconocidas como una herramienta esencial para el progreso humano hasta el punto de que varios países de todo el mundo han incorporado leyes a su base legal con respecto a los derechos digitales de sus ciudadanos. Tales leyes contemplan el derecho a usar computadoras y el derecho a acceder a Internet [9]. Las TA que abordan este tema tienen como objetivo garantizar estos derechos para las personas con discapacidad visual al facilitar el uso de dispositivos electrónicos y el acceso a contenido digital.

En la literatura se pueden distinguir tres enfoques principales: sintetizadores de voz, amplificadores de pantalla y terminales Braille.

Los sintetizadores de voz se basan en software especializado que literalmente lee en voz alta el texto que se muestra en una pantalla. Se pueden encontrar varias propuestas comercialmente. Una de las más populares es el *text-to-speech* de Google,

que permite la síntesis de voz en muchas aplicaciones de dispositivos inteligentes [10]. La investigación en este tema se ha centrado en lograr sistemas de síntesis de voz similares a la de los humanos que abarquen los fonemas de un idioma, de modo que las palabras y las oraciones sean comprensibles, agradables y sean pronunciadas correctamente (y no simplemente la voz robótica). En este contexto, Gaura introdujo en [11] el sistema Audis, un sintetizador de voz que aprovecha la concatenación de segmentos de voz para lograr transiciones espectrales suaves de formas de onda y obtener así una voz de alta calidad en el idioma checo. Akadomari et al. exploraron un enfoque basado en el Modelo Oculto de Markov (HMM) para mejorar el rendimiento de los sintetizadores de voz [12]. Sus resultados concluyeron que los HMM proporcionan una forma efectiva de aprender de los datos permitiendo adaptar la voz según las características semánticas. Del mismo modo, Andraszewicz et al. analizaron en [13] varios métodos de síntesis de voz basados en HMM para medir lo atractivo de una voz durante experimentos con usuarios.

Los magnificadores de pantalla amplían el contenido de la pantalla y están pensados para aquellos que todavía tienen algún grado de visión remanente [14]. La investigación sobre este tema se centra en mostrar con buena calidad el texto o imagen ampliada y la compatibilidad con los sistemas operativos más populares. Algunos ejemplos representativos son los trabajos de Blenkhorn [15] y Hiroyama [16]. El primero introdujo un magnificador de pantalla estable para el sistema operativo Microsoft Windows utilizando características de alto nivel para lograr una ampliación de alta calidad. El segundo desarrolló un magnificador de pantalla basado en técnicas de procesamiento de imágenes como el histograma para ampliar texto electrónico en el idioma japonés.

El diseño e implementación de terminales Braille es un área muy activa de investigación. Estos dispositivos normalmente consisten en interfaces electrónicas que suben y bajan pines mecánicos. A través de la exploración táctil, los usuarios son capaces de comprender la información desplegada. Las terminales Braille plantean algunos desafíos tecnológicos importantes: 1) Miniaturización del actuador: Los estándares Braille implican un distanciamiento muy pequeño entre los puntos (por ejemplo, hay un espaciado de 2.54 mm entre dos puntos adyacentes). Accionar los puntos implica el uso de actuadores en la escala micro o meso métrica. 2) Integrar

un gran número de actuadores en un espacio reducido y 3) controlar cada uno de ellos de forma independiente añade complejidad tecnológica al tema.

La investigación se ha centrado en explorar diferentes tecnologías de actuadores que puedan cumplir con los estándares de Braille junto con bajos costos de implementación y potencial de escalabilidad. Propuestas que utilizan enfoques electromagnéticos [17, 18], piezoeléctricos [19, 20], aleación de memoria de forma (SMA) [21, 22], termo-neumáticos [23, 24], polímeros electroactivos (EAP) [25, 26] y fluidos electro-reológicos (ER) [27, 28] se pueden encontrar en la literatura. Cada uno ofrece sus propios beneficios y limitaciones, sin embargo, la mejor tecnología para desarrollar terminales Braille sigue siendo un problema abierto.

La movilidad, entendida en este contexto como la acción de caminar, es esencial en la naturaleza humana pues proporciona los medios para interactuar con el espacio y es un elemento clave en nuestra calidad de vida. La pérdida de movilidad resulta en una disminución sustancial de nuestro bienestar. Las personas con discapacidad visual se enfrentan cotidianamente a dificultades para moverse, específicamente en espacios desconocidos y entornos dinámicos. Además, experimentan miedo por su seguridad personal (perderse o lastimarse), ansiedad y falta de confianza para salir solos. Las TA que abordan este tema tienen como objetivo proporcionar las herramientas necesarias para que las personas con discapacidad visual sean capaces de moverse en una variedad de entornos (estáticos/dinámicos y familiares/desconocidos) de una manera segura, independiente y eficiente [29].

Existen dos procesos involucrados en la movilidad humana: el sensado del espacio circundante y la orientación a lo largo del trayecto. El primero se refiere a la capacidad de detectar obstáculos inminentes a lo largo del camino y elaborar una estrategia para superarlos. El segundo se refiere al conocimiento de la ubicación personal en el espacio y a la capacidad de llegar a un destino [30].

Los sistemas que asisten con la detección de obstáculos se pueden encontrar en la literatura desde 1970. Kay propuso en ese entonces el uso de la tecnología sonar para ayudar a los invidentes y débiles visuales en la detección de obstáculos [31]. Más tarde, la tecnología ultrasónica reemplazó a los sonares. Borenstein instaló un

conjunto de sensores ultrasónicos en un cinturón usado alrededor del abdomen del usuario [32]. Hoyle introdujo en [33] el Ultracane, un bastón blanco tradicional que incorpora sensores ultrasónicos. Los láseres también se han utilizado para esta tarea. El Teletact [34] de Farcy es un sistema láser similar a una pistola que proporciona detección de obstáculos. De igual forma, Dang et al. integraron un láser con una cámara y una UMI (Unidad de medición inercial) para encontrar obstáculos y sus distancias respecto al usuario. Recientemente, las cámaras RGB y las técnicas de visión por computadora se han utilizado para sensor el espacio circundante. Pissaloux et al. presentaron en [35] el uso de cámaras miniatura montadas en los lentes del usuario para adquirir imágenes del espacio. En este prototipo, se utilizaron algoritmos de visión artificial para extraer los espacios libres de los objetos que bloquean la ruta del usuario.

Los sistemas que asisten con el proceso de orientación se pueden clasificar en dos: para ambientes interiores y para ambientes exteriores. A nuestro conocimiento, no existe una tecnología que ofrezca simultáneamente orientación al usuario para ambos tipos de entornos.

La orientación en interiores se ha abordado principalmente con enfoques basados en beacons, es decir, dispositivos electrónicos que transmiten señales de baja potencia a receptores cercanos. En este contexto, Andò et al. reportó en [36] el uso de etiquetas de identificación por radiofrecuencia (RFID) colocadas en el entorno y un lector RFID para ayudar a la navegación de las personas con discapacidad visual. Del mismo modo, Kulyukin et al. examinaron el uso de etiquetas RFID pasivas para la navegación asistida [37]. También se han explorado los sensores infrarrojos (IR): Hesch y Roumeliotis montaron un sensor IR en un bastón blanco para estimar la posición del usuario en un ambiente interior [38]. Jain utilizó sensores IR y un smartphone para la orientación en ambientes interiores [39]. Recientemente, varias tecnologías de sensores inalámbricos (como ZigBee, Bluetooth, WiFi, etc.) han sido evaluados para esta tarea [40].

La orientación en exteriores tiene como objetivo facilitar la movilidad urbana de las personas con discapacidad visual. La mayoría de estos dispositivos se basan en la tecnología GPS (sistema de posicionamiento global) para proporcionar la

posición del usuario y guiarlo en el espacio. El GPS ofrece algunas ventajas interesantes: combinado con cartografía, se convierte en una herramienta útil para asistir la movilidad en entornos urbanos. Además, proporciona la ubicación del usuario en tiempo real con buena precisión e instrucciones paso a paso para llegar a un destino. El GPS suele ser gratuito, está disponible en todo el mundo y requiere de un mínimo de esfuerzo y habilidad para utilizarse. Su principal inconveniente es que no funciona bien cuando estructuras civiles de gran dimensión (como edificios, túneles, paredes, techos, etc.) obstruyen la línea de visión con los satélites GPS.

Algunos ejemplos de sistemas que explotan el GPS para la movilidad en ambientes exteriores de personas invidentes y con discapacidad visual se pueden encontrar tanto comercialmente como en la academia. Ejemplos comerciales son los dispositivos de Sendero [41] y HumanWare [42] que ofrecen soluciones para llegar a destinos previamente establecidos junto con una descripción de las rutas de navegación (nombres de calles, intersecciones, puntos de interés, etc.). En la literatura académica, se pueden encontrar diferentes trabajos que exploran una gran variedad de arquitecturas de hardware [43-45]. Una característica común en estos dispositivos es la retroalimentación acústica transmitida al usuario: la orientación se logra a través de instrucciones verbales proporcionadas a lo largo de todo el trayecto.

La retroalimentación acústica representa un gran inconveniente para esta tarea [8]: en ausencia de la visión, las personas con discapacidad visual dependen totalmente de escuchar las señales ambientales para detectar vehículos, otras personas, situaciones y peligros potenciales aproximándose. La retroalimentación acústica puede interferir y distraerlos comprometiendo su orientación, su percepción del espacio y su seguridad.

La retroalimentación háptica, es decir, la información desplegada al sentido del tacto, también se ha explorado en dispositivos de TA de orientación para ambientes exteriores, aunque en menor medida. El PocketNavigator de Pilot [46] y el sistema de Jacob [47] explotan la retroalimentación vibrotáctil del smartphone para proporcionar instrucciones de navegación a personas con baja visión. Spiers et al. evaluaron en [48] la retroalimentación háptica de dos interfaces, el Animotus y el

Cricket, para guiar a los sujetos sanos con los ojos vendados a lo largo de espacios públicos. Recientemente, Rodríguez et al. presentaron en [49] un prototipo de perro guía electrónico basado en un dispositivo háptico kinestésico comercial de bajo costo que proporciona retroalimentación háptica pasiva tal y como lo hace el perro guía a través de su correa.

Una característica común a estas interfaces hápticas es que exigen una interacción constante con la mano del usuario para transmitir eficazmente su retroalimentación y para transportar el dispositivo. Sin embargo, la interacción manual a largo plazo tiene dos limitaciones: las manos ocupadas interfieren con la manipulación cómoda de los objetos y los usuarios se fatigan rápidamente de sostener y llevar el dispositivo.

Esta tesis presenta un novedoso dispositivo de TA que proporciona orientación al usuario en ambientes exteriores. El dispositivo consta de un smartphone y una interfaz táctil usable (wearable). El primero comprende un sensor GPS que garantiza la ubicación, seguimiento y guía del usuario. El segundo consiste en un dispositivo háptico que se inserta en el zapato y que no requiere de la interacción con la mano. La propuesta pretende complementar el bastón o perro guía, representando así una solución completa de movilidad para personas invidentes y con discapacidad visual en entornos urbanos.

El resto de la tesis está organizada de la siguiente manera: El Capítulo 2 presenta el diseño, el principio de funcionamiento y los componentes principales del dispositivo TA propuesto. El Capítulo 3 presenta la evaluación experimental de dicho dispositivo demostrando su eficacia y validando la viabilidad del concepto. Finalmente, el capítulo 4 concluye resumiendo las principales aportaciones de este trabajo y proporciona sus perspectivas de trabajo futuro.

## **2. Dispositivo TA para la movilidad en entornos urbanos**

### **2.1. Concepto**

Una solución completa de TA que responda a los desafíos de movilidad de las personas invidentes y con discapacidad visual debe abordar los dos procesos

involucrados en la movilidad humana: detección de obstáculos y orientación en el espacio [50].

Como se mencionó en el capítulo anterior, se han explorado previamente tecnologías como los sensores ultrasónicos y los láseres para detectar obstáculos a lo largo del trayecto del usuario. Desafortunadamente, estas tecnologías exigen un escaneo activo del entorno que implica actividad física continua. Las cámaras no requieren de un escaneo constante, ya que su campo de visión puede cubrir la totalidad del espacio frontal del usuario. Sin embargo, el procesamiento de imágenes y la simplificación de la información recopilada para transmitirla al usuario son ciertamente operaciones que consumen mucho tiempo y exigen un esfuerzo cognitivo importante. Estas limitaciones reducen la velocidad de marcha, fatigan rápidamente a los usuarios (tanto mental como físicamente) e impiden que los dispositivos TA de detección de obstáculos logren mejoras significativas en comparación con las ayudas primarias.

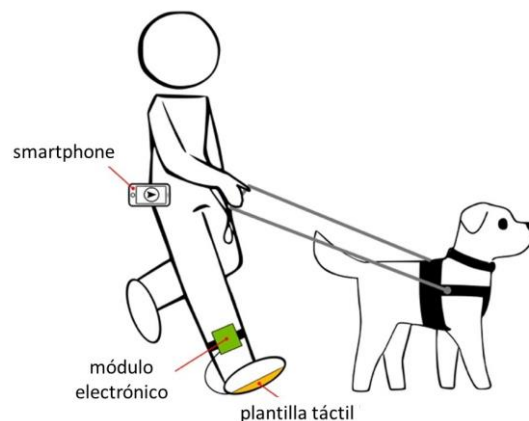
Las ayudas primarias, es decir, el bastón y el perro guía, son las ayudas de movilidad más populares para personas invidentes y con baja visión. El bastón es multifuncional, robusto, compacto, económico y ligero. Proporciona una detección de obstáculos confiable en el rango de 1-2 m por delante del usuario. Los perros guía son muy capaces y confiables para guiar a sus dueños alrededor de los obstáculos y para prever peligros potenciales. También se convierten en amigos y compañeros. Además, ambos son los iconos de un peatón con discapacidad visual, lo cual es útil en nuestra sociedad sobre todo para obtener ayuda. Dado su indiscutible éxito, uno debe cuestionarse que es más pertinente: diseñar dispositivos TA complementarios a las ayudas primarias o diseñar dispositivos TA que reemplacen las ayudas primarias.

La propuesta que se expone en esta tesis confía el proceso de detección de obstáculos a las ayudas primarias y las complementa abordando el proceso de orientación.

Pensada para la movilidad en ambientes exteriores, nuestra propuesta involucra dos componentes principales: un smartphone y una interfaz táctil que se usa en el zapato. La razón para usar un smartphone se debe principalmente a la

posibilidad de explotar su sensor GPS, conectividad a Internet y capacidades de cómputo. El propósito de utilizar una interfaz táctil en el zapato es doble: 1) se opta por la retroalimentación táctil en lugar de la modalidad acústica para evitar distracciones de los sonidos ambientales y 2) se garantiza una interacción “manos libres” que permite a los usuarios sostener y manipular las ayudas primarias y otros objetos.

La Figura 1 ilustra cómo un usuario invidente o con baja visión usaría nuestro dispositivo TA. El smartphone es responsable de la adquisición de coordenadas GPS del usuario, así como de ejecutar el software de navegación que genera las instrucciones para llegar a un destino. Las instrucciones de navegación se transmiten a un módulo electrónico que el usuario lleva cómodamente sujeto en el tobillo. Dicho módulo traduce las instrucciones a comandos de actuadores y acciona la interfaz táctil. En otras palabras, el usuario siente vibraciones en la planta del pie que le indican la dirección a seguir.



**Figura 1.** Representación conceptual de un usuario portando el dispositivo TA. Este concepto involucra las ayudas primarias que se encargan de la detección de obstáculos.

## [2.2. Principio de operación](#)

El principio de operación del dispositivo propuesto se muestra en la figura 2.

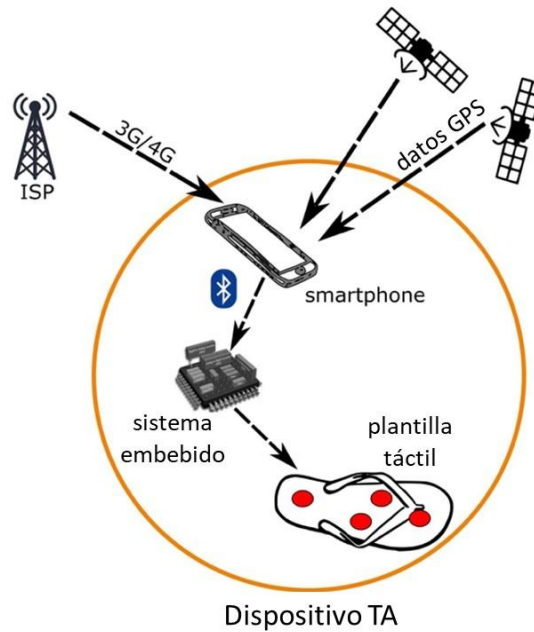
Hoy en día, los smartphones modernos se han convertido en los receptores GPS más populares. A pesar de los 31 satélites en órbita de la red GNSS (sistema mundial de navegación por satélite), la precisión del GPS depende en gran medida de factores

ambientales. Para aumentar la precisión del posicionamiento, se suele conectar el smartphone a una red de Internet.

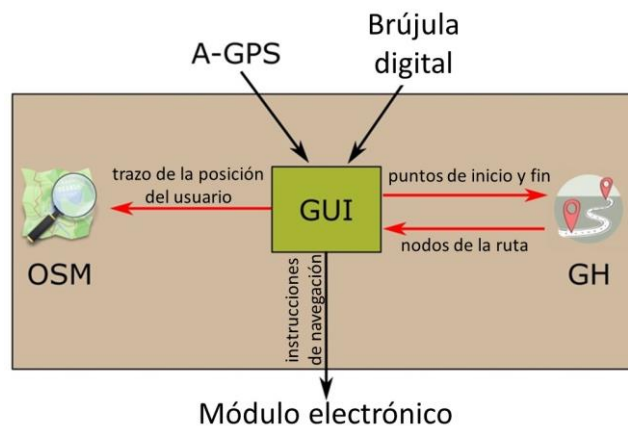
El prototipo utiliza un smartphone Samsung Galaxy S9 con Android 8.0 para la adquisición de coordenadas GPS. Utilizando sus capacidades de conectividad a Internet, el smartphone se conecta a las redes 3G o 4G para aumentar la precisión del GPS (A-GPS: augmented-GPS).

En este trabajo se desarrolló una aplicación (app) en Android para vincular todo el software de navegación del dispositivo TA. Dicha aplicación abarca tres elementos principales (figura 3): 1) La API (interfaz de programación de aplicaciones) de OpenStreetMap (OSM) [51], 2) la API de Graphhopper (GH) [52] y 3) un script de desarrollo propio. OSM es un proyecto colaborativo que tiene por objetivo crear mapas del mundo para uso gratuito. Graphhopper es un planificador de rutas de código abierto que permite calcular la ruta peatonal más corta entre dos puntos. El script sirve como interfaz gráfica de usuario (GUI), vincula las dos API anteriores y genera las instrucciones para la interfaz de usuario.

Una vez que se han adquirido las coordenadas A-GPS, éstas se despliegan en el mapa de OSM junto con la señal de orientación del usuario proveniente de la brújula digital del smartphone. El usuario puede entonces especificar un destino o seleccionarlo de un menú de destinos preguardados. Cuando se establece el destino, la aplicación se vincula a la API de Graphhopper, que devuelve los puntos (nodos) de referencia de la ruta. La aplicación procesa estos puntos y determina las instrucciones de navegación hacia el destino. La aplicación ya no necesita comunicarse con la API de Graphhopper a menos que, por alguna razón, sea necesario recalcular la ruta.



**Figura 2.** Principio de operación y componentes principales del dispositivo TA.  
ISP: Proveedor de servicios de Internet.



**Figura 3.** Descripción general del software de navegación del dispositivo TA (aplicación móvil).

Posteriormente, las instrucciones se transmiten desde el smartphone al módulo electrónico a través de Bluetooth. El módulo electrónico consiste en un sistema embebido con un microcontrolador ATMEL ATtiny2313 (Microchip Technology Inc., Chandler, AZ, USA) encargado de traducir las instrucciones a comandos de los actuadores y de transmitir dicha información a la interfaz de usuario.

La aplicación actualiza las coordenadas A-GPS cada 3 segundos o cada 2 metros (lo que suceda primero) y actualiza la posición del usuario en el mapa de OMS.

La aplicación fue cuidadosamente diseñada buscando garantizar la accesibilidad del usuario. Para los usuarios con visión remanente, el contenido de la pantalla se puede ampliar con las funciones de zoom integradas de la aplicación. Para los usuarios invidentes, la aplicación puede usarse con el lector de pantalla *TalkBack* de Android [53]. Naturalmente, la aplicación también puede ser operada por un miembro de la familia, personal de su cuidado o amigo.

### 2.3. Interfaz de usuario

Una interfaz vibrotáctil usable (wearable) proporciona al usuario las instrucciones de navegación necesarias para llegar al destino seleccionado. La novedad de este concepto de interfaz es que proporciona retroalimentación háptica al pie.

La interfaz de usuario fue concebida para estimular las aferencias de adaptación rápida tipo I (FAI) de la planta del pie. Cuatro actuadores (Jinlong Machinery C1030L-50, Zhejiang, China) proporcionan vibraciones a las áreas tibial, lateral y medial (figura 4a) de la planta del pie, que, de acuerdo a la fisiología del pie [54], son las más sensibles a los estímulos vibratorios de baja frecuencia.

Los cuatro actuadores vibratorios se integraron en una plantilla de espuma disponible comercialmente. La caracterización experimental de los actuadores realizada en un trabajo previo [55] confirmó que éstos son capaces de entregar fuerzas axiales de hasta 13 mN y frecuencias de vibración entre 10 y 55 Hz, demandando un máximo de 400 mW a la fuente de alimentación.

Unos puntos de contacto fabricados con pasta epóxica recubren las superficies superiores de los actuadores asegurando un área de contacto de 133 mm<sup>2</sup> con la planta del pie. Las vibraciones de los actuadores se transmiten a través de estos puntos de pasta epóxica. Las propiedades naturales de absorción de la espuma evitan que las vibraciones se expandan por toda la plantilla mientras protegen a los actuadores del peso del usuario.

El módulo electrónico consiste en un sistema integrado que comprende un receptor Bluetooth (Solu JY-MCU HC-06, Shenzhen, China), el microcontrolador Atmel y los circuitos de potencia para la operación de los actuadores. El módulo electrónico también incluye un banco de baterías recargables de níquel-hidruro metálico (Radio Shack 23-338, Fort Worth, TX, EE. UU.) que proporciona 6 V y 1500 mAh. Esta batería permite un funcionamiento continuo de 6 h de la interfaz de usuario. El receptor Bluetooth garantiza una distancia de comunicación de hasta 10 m con el smartphone, que cubre ampliamente la distancia entre la cintura y el tobillo del usuario (ver figura 1).

La Figura 4b muestra el prototipo de dispositivo TA desarrollado. La interfaz de usuario está destinada a ser utilizada en el pie derecho y es totalmente usable. La interfaz es visualmente imperceptible: se inserta en el zapato y la ropa del usuario puede cubrir el módulo electrónico. El costo de laboratorio aproximado tanto del módulo electrónico como de la interfaz de usuario es de 250 USD. Con una producción industrial en masa se puede esperar un costo mucho menor. Se puede prever una amplia gama de usos: desde un dispositivo TA asequible para todos hasta un artículo desechable.

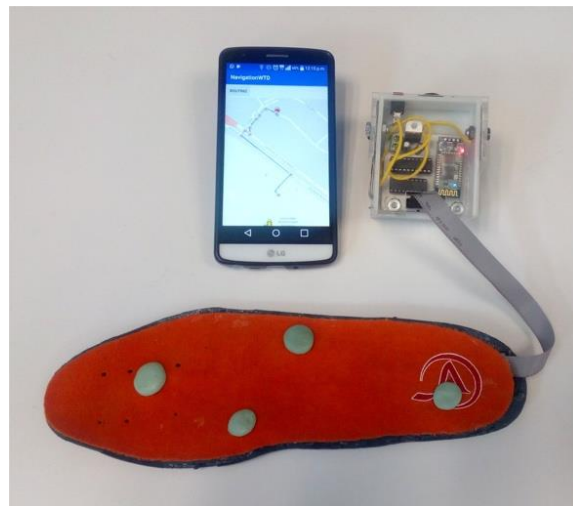
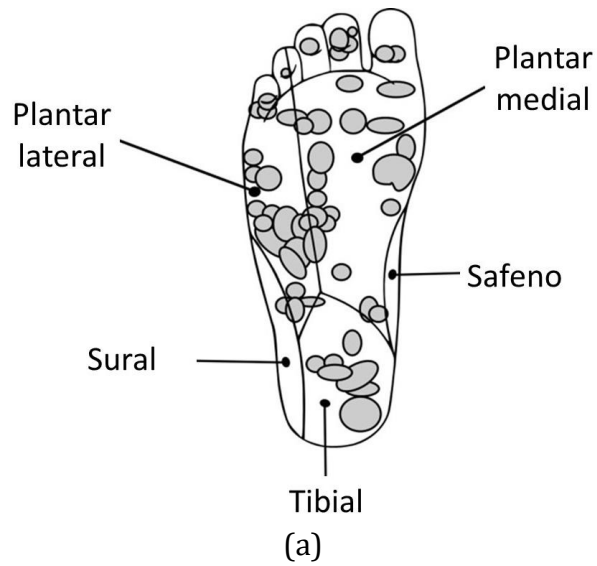
Este dispositivo es la cuarta versión de interfaces táctiles electrónicas usables en el zapato que se ha implementado en la Universidad Panamericana.

Esta última versión incorpora las mejoras tecnológicas de los tres desarrollos anteriores [55-57].

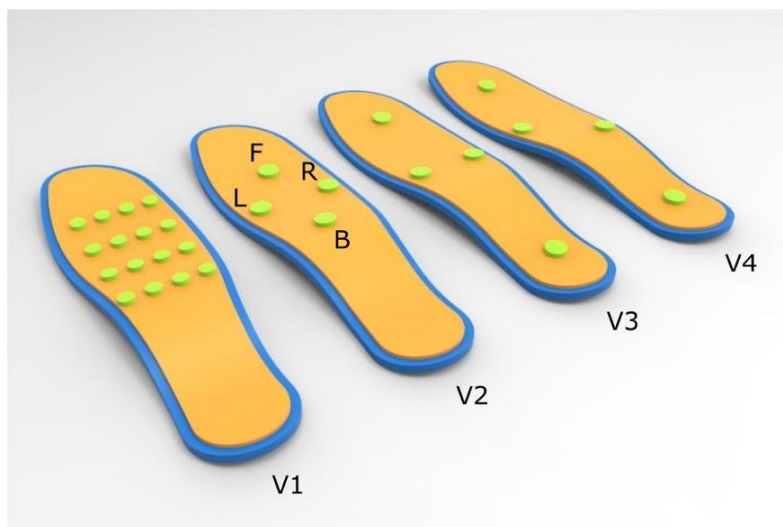
#### [2.4. Evolución de la interfaz de usuario](#)

Desde 2008, la Universidad Panamericana ha estado estudiando cómo las personas entienden la información a través de sus pies y evaluando si este nivel de comprensión tiene el potencial de ser explotado en dispositivos TA.

La Figura 5 muestra la evolución de la interfaz táctil para el pie.



**Figura 4.** Interfaz de usuario: (a) aferentes FAI en la planta del pie y (b) prototipo.



**Figura 5.** Las cuatro versiones de interfaces táctiles para el pie.

El primer prototipo desarrollado consistió en una matriz 4 x 4 de actuadores (V1 en la figura 5) [55]. La interfaz era controlada por una computadora a través de un módulo electrónico. Todos los subsistemas estaban rudimentariamente conectados por cables. La principal observación obtenida de esta primera versión fue que las personas realmente entienden la información que se despliega en su planta del pie. Sin embargo, el pie no exhibe capacidades de discriminación precisa, es decir, las personas no pueden distinguir con precisión qué actuador está realmente vibrando. Desde un punto de vista tecnológico, se concluyó que no tenía sentido integrar un gran número de actuadores en la interfaz de usuario.

El segundo prototipo (V2 en la figura 5) se enfocó en atender esta observación y redujo el número de actuadores a cuatro (F, L, B y R) [56]. Los actuadores se colocaron en forma de diamante y su superficie de contacto con la planta del pie se triplicó en comparación con V1. Esta versión utilizaba un módulo de RF (radiofrecuencia) para comunicarse con la computadora de control, eliminando así el uso de cables. Los usuarios mejoraron de manera considerable en el reconocimiento de la retroalimentación háptica transmitida. Sin embargo, para cierta información, los usuarios se confundían ocasionalmente debido a la cercanía de los puntos de contacto.

Para resolver esta situación, la tercera versión simplemente reubicó el punto B en el área tibial (V3 en la figura 5). Esta versión todavía utilizaba el módulo RF. Las primeras pruebas en movilidad urbana se realizaron con esta versión junto con un smartphone, un servidor en la nube y una computadora de control que ejecutaba todo el software de navegación [57].

Con la cuarta versión, buscamos aumentar aún más el reconocimiento de la retroalimentación háptica moviendo ligeramente el punto R, de modo que ya no esté alineado con el punto L (V4 en la figura 5). Como se mencionó, en esta versión, el smartphone ejecuta completamente el software de navegación y envía directamente la información a los actuadores en la interfaz táctil.

El Capítulo 3 abordará su rendimiento y su pertinencia para asistir la movilidad urbana de personas invidentes y débiles visuales.

## 3. Evaluación

Se realizaron dos experimentos con usuarios para evaluar el desempeño del dispositivo TA propuesto: reconocimiento de instrucciones de navegación y movilidad urbana. Ambos se detallan en este capítulo.

### 3.1. Experimento I: Reconocimiento de instrucciones de navegación

El primer experimento tuvo como objetivo determinar si un grupo de personas era capaz de reconocer las instrucciones de navegación desplegadas por la interfaz de usuario.

#### 3.1.1. Participantes

Veinte estudiantes con visión normal (2 mujeres y 18 hombres) de la Universidad Panamericana campus Guadalajara participaron voluntariamente en este experimento. Sus edades oscilaban entre los 18 y los 22 años con un promedio de 19. Ningún criterio fue utilizado para seleccionarlos más que su motivación y disponibilidad. Ninguno de ellos reportó discapacidad alguna (al menos no conocida) en su sentido del tacto, en sus pies o a nivel cognitivo.

#### 3.1.2. Procedimiento

La interfaz de usuario se insertó en una sandalia (Crocs Inc., Niwot, CO, USA) y el módulo electrónico se sujetó al tobillo de los participantes utilizando un cintillo velcro (Velcro Co., Manchester, NH, USA). Se solicitó el uso de calcetines meramente por cuestiones de higiene. Tanto la sandalia como la interfaz de usuario se limpiaban con aerosol desinfectante después de la participación de cada persona.

Antes del experimento, los participantes desconocían todos los aspectos relacionados con la prueba y recibieron instrucciones generales. Se les proporcionó un breve tiempo de familiarización con la interfaz de usuario (menos de 5 min). Durante este tiempo, las instrucciones de navegación se les mostraron y explicaron.

Los sujetos se mantuvieron de pie durante todo el experimento. Se les pidió que llenaran una hoja de respuestas reportando cada una de las instrucciones de navegación percibidas (Figura 6a).

Un asistente de la investigación fue el responsable de operar el smartphone y de enviar las instrucciones a la interfaz de usuario.

### 3.1.3. Método

Cada uno de los cuatro puntos de la interfaz de usuario representa una instrucción: avanzar (F), retroceder (B), girar a la izquierda (L) y girar a la derecha (R) (ver figura 5, V4).

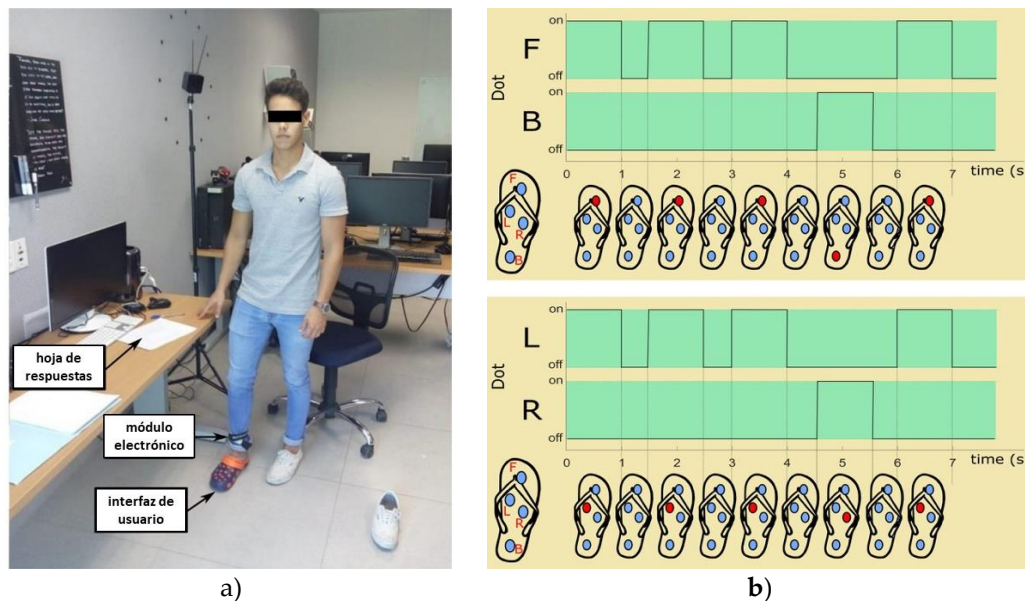
El método para representar estas instrucciones es el siguiente: tres vibraciones cortas consecutivas en el punto correspondiente, una vibración corta en el punto opuesto y, de nuevo, una vibración corta en el punto correspondiente.

La figura 6b muestra, por ejemplo, los patrones vibratorios para avanzar y girar a la izquierda. Para el primero, obsérvese que el punto F se acciona consecutivamente tres veces, luego el punto B una vez y, de nueva cuenta, el punto F. Para el segundo, el punto L vibra tres veces, luego el punto R y nuevamente el punto L.

Durante el experimento se desplegó un conjunto de 20 instrucciones que de manera aleatoria contenía cinco veces cada instrucción. En caso de necesitarlo, los sujetos podían solicitar desplegar nuevamente la instrucción en la interfaz.

### 3.1.4. Resultados

Los resultados obtenidos de los 20 sujetos se muestran en la matriz de confusión de la Tabla 2. Las tasas promedio de reconocimiento fueron del 100% para F, 100% para B, 94.74% para L y 93% para R.



**Figura 6.** Experimento-I Reconocimiento de instrucciones de navegación: (a) método experimental y (b) patrones vibratorios para (arriba) avanzar y (abajo) girar a la izquierda. El punto de contacto que se está accionando se representa en rojo. Todo el patrón dura 7 s.

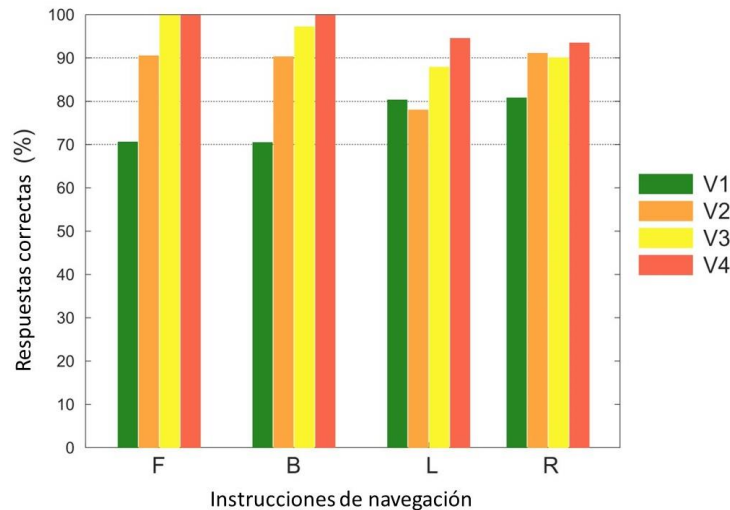
**Tabla 2.** Tasas de reconocimiento de instrucciones de navegación con la interfaz de usuario y el método de representación táctil propuesto.

		Contestado (%)			
		Avanzar	Retroceder	Izquierda	Derecha
Presentado	Avanzar	100	0	0	0
	Retroceder	0	100	0	0
	Izquierda	0	0	94.74	5.26
	Derecha	0	7	0	93

Estas altas tasas de reconocimiento se deben principalmente al método optimizado de representación táctil que se describe en la figura 6b en el que también se utiliza el punto diametralmente opuesto para indicar una instrucción de navegación. En la versión 2 se encontró que dicho método proporciona una referencia confiable para facilitar la identificación de puntos vibratorios cuando los usuarios no pueden discriminar con precisión el punto que está realmente vibrando. El mostrar tanto el punto correcto como el opuesto en el mismo patrón táctil no

confunde a los usuarios y facilita el reconocimiento de las instrucciones de navegación transmitidas por la interfaz táctil [56].

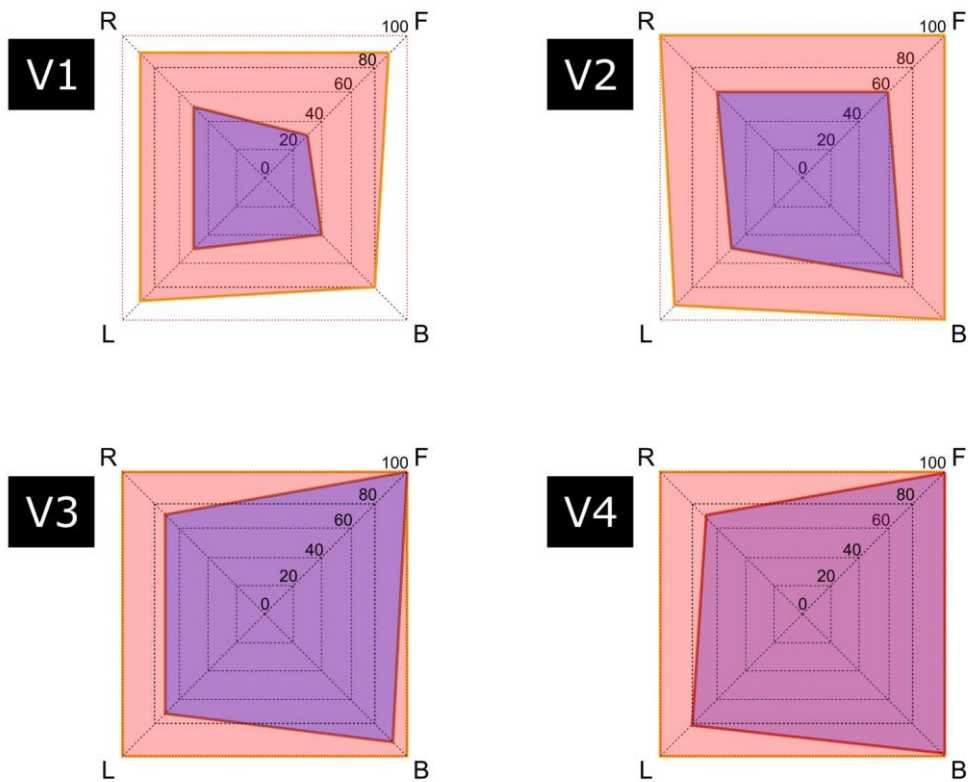
La Figura 7 compara las tasas de reconocimiento obtenidas a lo largo de las cuatro versiones. Se utilizó el mismo procedimiento experimental, número de participantes (20) y conjunto de instrucciones para cada versión de la interfaz de usuario. Obsérvese que esta última versión supera a los anteriores.



**Figura 7.** Comparativo del desempeño entre las cuatro versiones de interfaz de usuario.

Naturalmente, las tasas de reconocimiento mostradas en la figura 7 se refieren a los puntajes promedio obtenidos de los participantes, es decir, representan la tendencia central de cada versión de interfaz de usuario. Aunado a esta gráfica, es interesante visualizar el mejor y el peor desempeño para apreciar qué tan lejos están estos casos límite y el tamaño del intervalo que comprende a todos los demás desempeños. La figura 8 presenta este análisis para cada versión de la interfaz de usuario.

La gráfica de radar para la versión 1 (V1) muestra que el sujeto con el mejor desempeño obtuvo una puntuación de 90, 80, 90 y 90 % para F, B, L y R, respectivamente, mientras que el sujeto con el peor desempeño obtuvo 30, 40, 50 y 50%, respectivamente. Se aprecia un amplio intervalo entre los límites de desempeño superior e inferior.



**Figura 8.** Comparativo del desempeño entre los sujetos con las mejores y peores puntuaciones a lo largo de las cuatro versiones. Mejor rendimiento: área naranja exterior. Peor rendimiento: área morada interior.

La gráfica de radar para la versión 2 (V2) muestra una mejora en las tasas de reconocimiento tanto para el sujeto con el mejor desempeño como para el peor. Nótese que el sujeto con el mejor desempeño obtiene ya desde esta versión el 100% de las respuestas correctas para tres de las cuatro instrucciones de navegación. Por otro lado, el sujeto con la peor puntuación mejoró su desempeño en comparación con su contraparte en V1.

La gráfica de radar para la versión 3 (V3) muestra una mejora significativa para ambos casos. Note que el sujeto con el mejor desempeño logra tasas de reconocimiento del 100% para las cuatro instrucciones, mientras que el de peor puntaje obtuvo 100, 90, 70 y 70% para F, B, L y R, respectivamente, que ya pueden considerarse como muy buenas tasas de reconocimiento.

Finalmente, la gráfica de radar para la versión 4 (V4) muestra que el sujeto con el peor rendimiento mejora a 100, 100, 80 y 70% para F, B, L y R, respectivamente.

Note que aun el sujeto con el peor rendimiento reconoce dos instrucciones de navegación sin errores. A su vez, se observa que la diferencia entre los límites de desempeño superior e inferior se ha reducido notablemente concluyendo que, en esta última versión, es poco probable que un usuario se confunda con las instrucciones de navegación proporcionadas por la interfaz táctil.

### [3.2. Experimento II: Movilidad urbana](#)

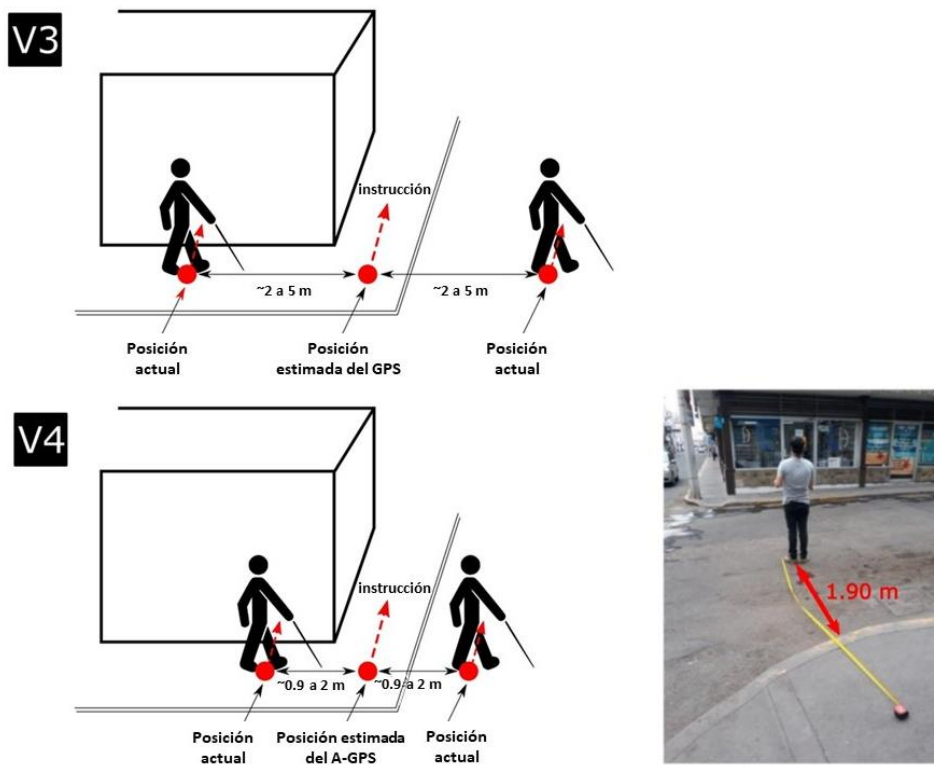
El segundo experimento tuvo dos propósitos: 1) evaluar el desempeño del dispositivo de TA en su conjunto y 2) determinar si realmente puede asistir la orientación en ambientes exteriores y la movilidad urbana de personas invidentes y con discapacidad visual.

#### [3.2.1. Calibración del dispositivo](#)

Antes de realizar el experimento con usuarios, el dispositivo de TA de la figura 4b fue ampliamente probado por el equipo de investigación en entornos urbanos para verificar el correcto funcionamiento de la aplicación de navegación, la precisión de posicionamiento del A-GPS y la comunicación entre el smartphone y la interfaz táctil.

En particular, para determinar la precisión de posicionamiento del A-GPS, se navegaron varios entornos en la ciudad de Aguascalientes, México. Las ubicaciones en las que el A-GPS indicaba desplegar las instrucciones de navegación se registraron y se compararon posteriormente con las ubicaciones reales del usuario. La figura 9 resume las conclusiones obtenidas.

Como comparativo, en V3 solo se utilizó GPS. Se observó entonces una precisión aproximada de posicionamiento entre 2 y 5 m [57]. En V4, el uso de A-GPS permite mejorar aún más la precisión de posicionamiento de 0.9 a 2 m. Sin embargo, este rango implica que la ubicación ideal para mostrar la instrucción puede estar a una distancia de hasta 2 m del punto donde la interfaz de usuario realmente la muestra.

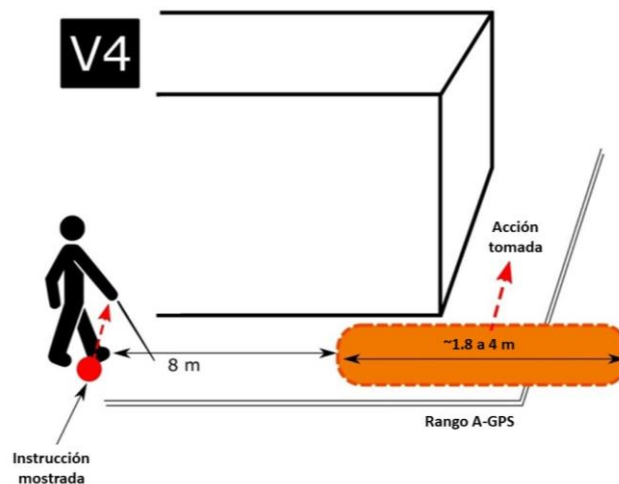


**Figura 9.** Resolución del GPS: (izquierda) V3 utiliza solo GPS, V4 utiliza A-GPS. (Derecha) Debido a la resolución del GPS/A-GPS, es posible que una instrucción de navegación se muestre cuando el usuario se encuentra en medio de la calle.

En V3, se observó que usuarios invidentes se confundían inicialmente por las imprecisiones del GPS. Por ejemplo, cuando se les indicaba que giraran, no lo podían hacer pues aún se encontraban con una pared. Necesitaban seguir caminando unos metros más para ser entonces capaces de girar. Con la ayuda de su bastón, aprendieron rápidamente a manejar estas situaciones.

Sin duda, el escenario anterior ejemplifica cuando una instrucción se muestra *antes* del punto ideal. Un escenario más complejo es cuando la instrucción se muestra *después* del punto ideal, lo que puede significar que el usuario ya no esté en la acera o, lo que es aún peor, que se encuentre ya cruzando la calle (ver figura 9 derecha). Una reacción natural del usuario podría ser detenerse e intentar volver a la acera.

Para evitar situaciones de riesgo que pudieran comprometer la seguridad de los usuarios, el dispositivo de TA se ajustó para mostrar siempre las instrucciones con una antelación de 8 m (aproximadamente 15 pasos) al punto indicado por el A-GPS. De esta manera, los usuarios conocen de antemano la instrucción, tienen tiempo suficiente para planificar su próxima acción y realizarla de manera segura con la ayuda de las ayudas primarias y las señales ambientales. La figura 10 ilustra esta estrategia.



**Figura 10.** Estrategia para desplegar instrucciones en el dispositivo TA: las instrucciones se muestran con antelación reduciendo la posibilidad de que los usuarios estén debajo de las aceras o cruzando la calle.

### [3.2.2. Participantes](#)

El siguiente experimento se apega a los lineamientos éticos de la Universidad Panamericana sobre el trato digno a personas con discapacidad.

Dos adultos varones invidentes de 34 y 38 años participaron en el experimento. El participante más joven (sujeto A) ha sido invidente desde su nacimiento, mientras que el mayor (sujeto B) desarrolló retinitis pigmentaria en su infancia. El sujeto B puede considerarse legalmente ciego debido a la pérdida severa de su visión. Ninguno de ellos reportó discapacidad alguna (al menos no conocida) en su sentido del tacto, en sus pies o a nivel cognitivo. Ambos reportaron tener más de 15 años de experiencia en el uso de las ayudas primarias, particularmente el bastón, por lo que son considerados usuarios expertos.

Ambos sujetos ya habían participado en la evaluación de V3. Sin embargo, pueden considerarse como usuarios nuevos: existe una ventana de tres años entre los experimentos de V3 y los aquí reportados. Como se verificó experimentalmente en [58], la memoria táctil se conserva solo en el corto plazo. Después de solo un mes sin práctica alguna, las personas son incapaces de recordar patrones táctiles.

### 3.2.3. Procedimiento

Dos entornos urbanos en el centro de la ciudad de Aguascalientes, México fueron seleccionados para el experimento. Contrariamente a los entornos tranquilos elegidos en V3, estos dos nuevos entornos se caracterizan por presentar una importante afluencia de personas y vehículos.

Se establecieron dos rutas que comprendían distancias a pie de 280 y 600 m. A lo largo de estas rutas, había semáforos acústicos para facilitar el cruce peatonal de personas invidentes junto con obstáculos estáticos/dinámicos causados por objetos y otras personas.

Un asistente de la investigación caminaba de 5 a 10 m por delante del sujeto para prevenir e intervenir en caso de una situación inesperada de riesgo.

Ambos entornos fueron navegados por los sujetos el mismo día. El sujeto A realizó la prueba un día temprano por la mañana, mientras que el sujeto B la realizó tres días después durante la tarde. Los sujetos nunca se encontraron entre sí.

### 3.2.4. Método

Antes de la prueba, los dos sujetos completaron el experimento I en sus propias casas para acostumbrarse a la retroalimentación táctil y familiarizarse con las instrucciones proporcionadas por la interfaz de usuario.

Se agregó una quinta instrucción para indicar “Alto” (S). Ésta se codificó activando los cuatro puntos de vibración simultáneamente en dos secuencias cortas consecutivas, una pausa y nuevamente dos secuencias cortas (a semejanza del típico patrón de alerta SMS en el smartphone). Se obtuvieron tasas de reconocimiento satisfactorias para ambos sujetos.

Los sujetos fueron trasladados en automóvil a los entornos elegidos, los cuales les eran completamente desconocidos. El smartphone se insertó en una carcasa rígida que a su vez se sujetó al cinturón de los participantes. El smartphone estaba orientado apuntando hacia el frente del usuario (ver figura 1) y estaba conectado a la red 4G (Movistar, Telefónica México). Se solicitó a los sujetos que se quitaran ambos zapatos y usaran las sandalias tipo Crocs. La derecha contenía la interfaz de usuario. El módulo electrónico se sujetó al tobillo.

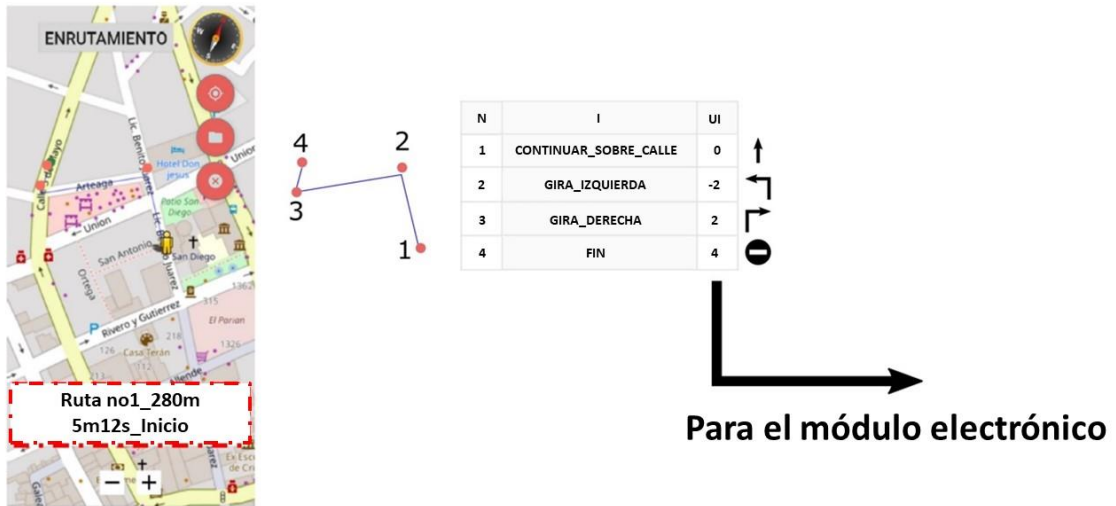
Se pidió a los sujetos que caminaran en la dirección indicada por la interfaz de usuario. Se les explicó que las instrucciones se mostrarían con anticipación. Se les pidió que usaran el bastón blanco como lo harían en cualquier otra caminata. Los participantes eran conscientes de que había un asistente cerca y que podían solicitarle ayuda si era necesario.

Para fines de monitoreo, la pantalla del smartphone se mantuvo siempre mostrando la actividad de navegación de la aplicación. La aplicación registró la evolución de los sujetos en los entornos y los tiempos de navegación.

### 3.2.5. Resultados

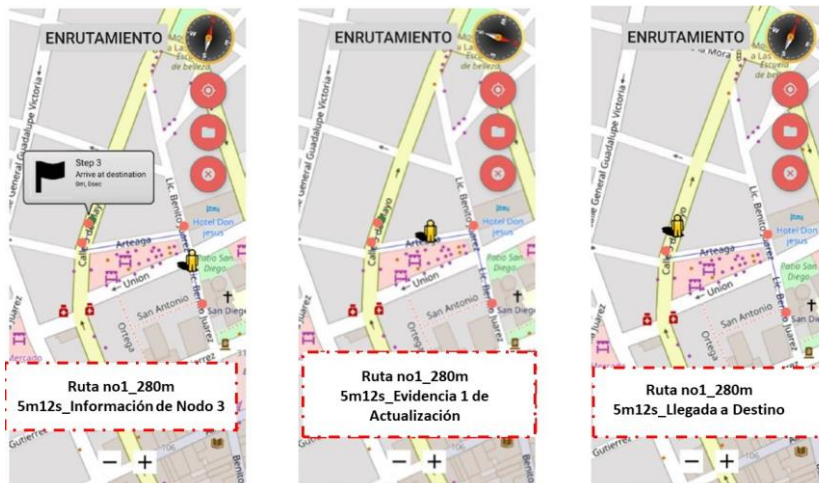
La Figura 11 muestra el primer entorno (E-1) propuesto a los sujetos. La tarea consistía en guiarlos a lo largo de un trayecto de 280 m desde la explanada de una iglesia hasta una conocida tienda local. Esta ruta comprende cuatro nodos, es decir, cuatro ubicaciones donde se despliegan las instrucciones.

La aplicación crea una lista asignando una instrucción a cada nodo. Cada instrucción tiene un número de interfaz de usuario (IU) que se transmite al módulo electrónico al acercarse al nodo (8 m antes de llegar a él). El microcontrolador interpreta el número de IU para desplegar el patrón táctil correspondiente.



**Figura 11.** El primer entorno propuesto a los sujetos. Se necesitan cuatro nodos (puntos naranjas) para llegar al destino. Tabla: la aplicación asigna una instrucción (columna I) a cada nodo (columna N). El número de control asociado a cada instrucción (columna UI) se envía al módulo electrónico cuando el usuario se acerca al nodo.

La figura 12 muestra, por ejemplo, el progreso del sujeto A en el entorno. La tarea se completó satisfactoriamente sin errores.



**Figura 12.** Sujeto A en E-1.

La Figura 13a muestra el segundo entorno (E-2) propuesto a los sujetos. La tarea consistió en guiar a los sujetos a lo largo de un trayecto de 600 m desde un punto aleatorio en una calle hasta un establecimiento de lavandería. Nueve nodos

fueron calculados inicialmente por el API de GH. Sin embargo, el software de navegación encontró que dos de ellos estaban en un radio de menos de 2 m y el no tomarlos en cuenta no tenía ningún impacto en la tarea. Por lo tanto, estos "nodos ruidosos" fueron eliminados de la lista final de instrucciones.

La Figura 13b muestra el progreso del sujeto B en el entorno. Al igual que en E-1, la tarea se completó con éxito y sin errores.



**Figura 13.** El segundo entorno propuesto a los sujetos: (a) el trayecto contiene siete nodos más dos nodos ruidosos que fueron descartados.

b) Sujeto B en E-2.

La Tabla 3 resume los tiempos de navegación registrados en el experimento. Note que la diferencia entre los sujetos es despreciable.

**Tabla 3.** Experimento 2: Tiempos de navegación para los dos entornos.

	E-1 (280 m)	E-2 (600 m)
Sujeto A	5 min 12 s	12 min 35 s
Sujeto B	5 min 28 s	12 min 16 s
Aplicación	4 minutos	8 min

En los trayectos de navegación, los sujetos se encontraron con los típicos obstáculos urbanos como postes, árboles, contenedores de basura, aceras agrietadas y otras personas. Los superaron fácilmente usando su bastón. Los sujetos también tuvieron que esperar a la luz verde acústica para cruzar algunas calles.

Notamos que los sujetos dejaban de caminar cuando la interfaz de usuario desplegaba los patrones táctiles. Pese a ello, se observó una caminata natural, sin miedo o dudas, a lo largo de los trayectos.

Una entrevista posterior al experimento confirmó lo intuitivo de la información mostrada y su poca exigencia cognitiva (las instrucciones se mostraban solo cuando se requería una acción del usuario, es decir, cuando un cambio de dirección era requerido. La interfaz de usuario no muestra información en la mayor parte del recorrido). Los sujetos afirmaron que resultó práctico el mostrar las instrucciones por adelantado.

Algunos puntos menores para mejoras futuras incluyen acortar los patrones táctiles y el desplegar la instrucción "avanzar" durante trayectos rectos particularmente largos para evitar la sensación de que el dispositivo de TA ha dejado de funcionar y para confirmar al usuario que sigue caminando en la dirección correcta.

Los resultados obtenidos son sin duda alentadores. Confirman que los datos de A-GPS son pertinentes para la tarea y que el software de navegación y la interfaz de usuario son operativos. Por lo tanto, se puede concluir que el dispositivo propuesto en este trabajo puede asistir la movilidad en ambientes urbanos de personas invidentes y con discapacidad visual.

## 4. Conclusiones

Esta tesis ha presentado el diseño, la implementación y la evaluación experimental de un nuevo dispositivo de tecnología de asistencia (TA) dedicado a apoyar la movilidad urbana de personas invidentes y con discapacidad visual.

Para ofrecer una solución de TA completa que responda adecuadamente a los desafíos de movilidad de las personas con discapacidad visual, la propuesta comprende las ayudas primarias para el proceso de detección de obstáculos y aborda el proceso de orientación con posicionamiento GPS aumentado (A-GPS) proporcionado por un smartphone. La orientación del usuario en el entorno se logra mediante una aplicación desarrollada en Android que localiza al usuario en un mapa, calcula la ruta óptima de viaje y genera las instrucciones de navegación para llegar a un destino. Las instrucciones se transmiten al usuario a través de patrones vibrotáctiles que estimulan la planta del pie.

Se realizaron dos experimentos para evaluar el dispositivo TA. El primero comprobó la capacidad de la interfaz para transmitir instrucciones de navegación al usuario y el nivel de comprensión del usuario a esta retroalimentación. Los resultados mostraron tasas de reconocimiento muy altas. El segundo experimento evaluó el funcionamiento del dispositivo de TA en tareas de movilidad urbana real con usuarios finales (personas invidentes). Los resultados mostraron que el dispositivo de TA es capaz de guiar a los usuarios a un destino proporcionando las instrucciones de navegación pertinentes.

El enfoque propuesto exhibe algunas características interesantes:

- usabilidad (wearability)
- operación silenciosa y manos libres
- uso discreto e imperceptible
- retroalimentación háptica intuitiva y rápida de entender
- tiempos cortos de aprendizaje para dominar su operación
- desempeño eficiente y confiable

- bajo costo.

El trabajo de investigación a futuro explorará una estrategia de representación táctil que evite que los usuarios detengan su marcha cada vez que se despliega una instrucción. También se ha previsto incorporar una funcionalidad de monitoreo remoto [59] en la aplicación del Smartphone que permita a familiares y cuidadores localizar al usuario aumentando así su seguridad.

## 5. Referencias

1. World Health Organization. World Report on Vision. WHO: Geneva, Switzerland, 2019. Available online: <https://www.who.int/publications/i/item/9789241516570> (accessed on 03 May 2021).
2. National Federation of the Blind. Available online: [www.nfb.org/](http://www.nfb.org/) (accessed on 03 May 2021).
3. Arroyo, J.; Velazquez, R.; Boukallel, M.; Giannoccaro, N.I.; Visconti, P. Design and Implementation of a Low-Cost Printer Head for Embossing Braille Dots on Paper, *International Journal of Emerging Trends in Engineering Research* 2020, 8, 6183-6190.
4. Apurva, A.; Thakur, P.; Misra, A. Aiding the visually impaired: Developing an efficient Braille printer. In *Proceedings of the International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics*, Udupi, India, 13-16 September 2017; pp. 2128-2133.
5. Duran-Encinas, I.; Sandoval-Bringas, J.A.; De Casso-Verdugo, A.I.; Sandoval-Bringas, C.; Soto-Muñoz, J.G. Low-cost Braille printer prototype design with OCR technology. In *Proceedings of the International Conference on Inclusive Technologies and Education*, San Jose del Cabo, Mexico, 30 October-1 November 2019; pp. 205-2054.
6. Li, B.; Liu, J.; Wang, Z.; Fang, G. Graphic printing method for new Braille printer. In *Proceedings of IEEE Youth Conference on Information, Computing and Telecommunications*, Beijing, China, 28-30 November 2010; pp. 150-153.
7. Kociolek, M.; Wiecek, B.; De Mey, G.; Steenkeste, F.; Muntenau, C. A Braille printer on reusable thermoplastic sheets. In *Proceedings of the 1st Joint BMES/EMBS Conference*, Atlanta, GA, USA, 13-16 October 1999; pp. 869.
8. Velazquez, R. Wearable Assistive Devices for the Blind. In *Wearable and Autonomous Biomedical Devices and Systems for Smart Environment: Issues*

and Characterization; Lay-Ekuakille, A., Mukhopadhyay, S.C., Eds.; LNEE, 75; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2010; pp. 331–349.

9. Lucchi, N. Access to network services and protection of constitutional rights: recognizing the essential role of internet access for the freedom of expression. *Cardozo Journal of International and Comparative Law* 2011, 19, 645-678.
10. Google Text-to-Speech. Available online: <https://cloud.google.com/text-to-speech> (accessed on 03 May 2021).
11. Gaura, P. Czech speech synthesizer Popokatepetl based on word corpus. In *Proceedings of 4th EURASIP Conference focused on Video/Image Processing and Multimedia Communications, Zagreb, Croatia, 11 August 2003*; pp. 673-678.
12. Akadomari, H.; Ishikawa, K.; Kobayashi, Y.; Ohta, K.; Kishigami, J. HMM-based speech synthesizer for easily understandable speech broadcasting. In *Proceedings of IEEE 7th Global Conference on Consumer Electronics, Nara, Japan, 13 December 2018*; pp. 749-750.
13. Andraszewicz, S.; Yamagishi, J.; King, S. Vocal attractiveness of statistical speech synthesizers. In *Proceedings of IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, Prague, Czech Republic, 12 July 2011*; pp. 5368-5371.
14. Evans, D.G; Blenkhorn, P. Screen readers and screen magnifiers. In *Assistive Technology for Visually Impaired and Blind People*; Hersh, M., Johnson, M., Eds.; Springer: London, United Kingdom, 2008; pp. 449-495.
15. Blenkhorn, P.; Evans, D.G. A screen magnifier using “high level” implementation techniques. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering* 2006, 14, 501-504.
16. Hirayama, M.J. A book reading magnifier for low vision persons on smartphones and tablets. In *Proceedings of the International Workshop on Advanced Image Technology, Chiang Mai, Thailand, 7-9 January 2018*; pp. 1-4.

17. Kim, J.; Han, B.K.; Pyo, D.; Ryu, S.; Kim, H.; Kwon, D. S. Braille display for portable device using flip-latch structured electromagnetic actuator. *IEEE Transactions on Haptics* 2020, 13, 59-65.
18. Benali-Khoudja, M.; Hafez, M.; Kheddar, A. VITAL: An electromagnetic integrated tactile display. *Displays* 2007, 28, 133-144.
19. Velazquez, R.; Hernandez, H.; Preza, E.; A portable piezoelectric tactile terminal for Braille readers. *Applied Bionics and Biomechanics* 2012, 9, 45-60.
20. Cho, H.; Kim, B.; Park, J.; Song, J. Development of a Braille display using piezoelectric linear motors. In *Proceedings of SICE-ICASE International Joint Conference, Busan, Korea, 18-21 October 2006*; pp. 1917-1921.
21. Velazquez, R.; Pissaloux, E.; Hafez, M.; Szewczyk, J. Tactile rendering with shape memory alloy pin-matrix. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 2008, 57, 1051-1057.
22. Jiang, C.; Zhao, F.; Uchida, K.; Sawada, H. Research and development on portable Braille display using shape memory alloy wires. In *Proceedings of 4th International Conference on Human System Interactions, Yokohama, Japan, 19-21 May 2011*; pp. 318-323.
23. Lee, E.H.; Kim, S.H.; Yun, K.S. Three-axis pneumatic haptic display for the mechanical and thermal stimulation of a human finger pad. *Actuators* 2021, 10, 60.
24. Vidal-Verdu, F.; Madueño, M.J.; Navas, R. Thermopneumatic actuator for tactile displays and smart actuation circuitry. In *Proceedings of SPIE 5836, Smart Sensors, Actuators, and MEMS II, Sevilla, Spain, 1 July 2005*; pp. 484-492.
25. Chakraborti, P.; Karahan, H.A.; Yang, P.; Di Spigna, N.; Franzon, P.; Ghosh, T. A compact dielectric elastomer tubular actuator for refreshable Braille displays. *Sensors and Actuators A: Physical* 2012, 179, 151-157.

26. Bar-Cohen, Y. Refreshable Braille displays using EAP actuators. In Proceedings of SPIE 7642, Electroactive Polymer Actuators and Devices, San Diego, CA, USA, 9 April 2010; pp. 1-5.
27. Xu, L.N.; Liu, J.B.; Li, H. A matrix of valves based on electro-rheological fluid and its application on multi-line braille displayer. *Advanced Materials Research* 2011, 378–379, 543–548.
28. Bansevicius, R.; Virbalis, J.A. Two-dimensional Braille readers based on electrorheological fluid valves controlled by electric field. *Mechatronics* 2007, 17, 570-577.
29. Pissaloux, E.; Velazquez, R. *Mobility of Visually Impaired People: Fundamentals and ICT Assistive Technologies*, 1st ed.; Springer International Publishing AG: Cham, Switzerland, 2018.
30. Goldschmidt, M. Orientation and Mobility Training to People with Visual Impairments. In *Mobility of Visually Impaired People: Fundamentals and ICT Assistive Technologies*; Pissaloux, E., Velazquez, R., Eds.; Springer: Cham, Switzerland, 2018; pp. 377-409.
31. Kay, L. A sonar aid to enhance spatial perception of the blind: engineering design and evaluation. *Radio Electron. Eng.* 1974, 44, 605–627.
32. Borenstein, J.; Koren, Y. Obstacle avoidance with ultrasonic sensors. *IEEE Journal on Robotics and Automation* 1988, 4, 213-218.
33. Hoyle, B.; Waters, D. Mobility AT: The Batcane (UltraCane). In *Assistive Technology for Visually Impaired and Blind People*; Hersh, M., Johnson, M., Eds.; Springer: London, UK, 2008; pp. 209-229.
34. Farcy, R.; Damaschini, R. Triangulating laser profilometer as a threedimensional space perception system for the blind. *Appl. Opt.* 1997, 36, 8227–8232.
35. Pissaloux, E.; Velazquez, R.; Maingreud, F. A new framework for cognitive mobility of visually impaired users in using tactile device. *IEEE Transactions on Human-Machine Systems* 2017, 47, 1040-1051.

36. Ando, B.; Baglio, S.; Marletta, V.; Crispino, R.; Pistorio, A. A measurement strategy to assess the optimal design of an RFID-based navigation aid. *IEEE Trans. Instrum. Meas.* 2018, 68, 2356–2362.
37. Kulyukin, V.; Gharpure, C.; Nicholson, J.; Pavithran, S. RFID in robot-assisted indoor navigation for the visual impaired. In *Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Sendai, Japan, 28 September–2 October 2004*; pp. 353–357.
38. Hesch, J.; Roumeliotis, S. An indoor localization aid for the visually impaired. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Rome, Italy, 10–14 April 2007*; pp. 3545–3551.
39. Jain, D. Path-guided indoor navigation for the visually impaired using minimal building retrofitting. In *Proceedings of the International ACM SIGACCESS Conference on Computers & Accessibility, Rochester, NY, USA, 20–22 October 2014*; pp. 225–232.
40. Del-Valle-Soto, C.; Valdivia, L.J.; Velazquez, R.; Rizo-Dominguez, L.; Lopez-Pimentel, J.C. Smart Campus: An Experimental Performance Comparison of Collaborative and Cooperative Schemes for Wireless Sensor Network. *Energies* 2019, 12, 3135.
41. Sendero Group LLC. Davis, CA, USA. Available online: <http://www.senderogroup.com/> (accessed on 03 May 2021).
42. Humanware Group. Drummondville, Quebec, Canada. Available online: [www.humanware.com/](http://www.humanware.com/) (accessed on 03 May 2021).
43. Guerrero, L.A.; Vasquez, F.; Ochoa, S. An indoor navigation system for the visually impaired. *Sensors* 2012, 12, 8236–8258.
44. Calabrese, B.; Velazquez, R.; Del-Valle-Soto, C.; de Fazio, R.; Giannoccaro, N.I.; Visconti, P. Solar-powered deep learning-based recognition system of daily used objects and human faces for assistance of the visually impaired. *Energies* 2020, 13, 6104.

45. Gaunet, F. Verbal guidance rules for a localized wayfinding aid intended for blind-pedestrians in urban areas. *Univers. Access Inf. Soc.* 2006, 4, 338–353.
46. Pielot, M.; Poppinga, B.; Heuten, W.; Boll, S. PocketNavigator: studying tactile navigation systems in-situ. In *Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems*, Austin, TX, USA, 5–10 May 2012; pp. 3131–3140.
47. Jacob, R.; Mooney, P.; Corcoran, P.; Winstanley, A. Integrating haptic feedback to pedestrian navigation applications. In *Proceedings of the GIS Research UK Annual Conference*, Portsmouth, UK, 27–29 April 2011; pp. 20–210.
48. Spiers, A.; Dollar, A. Outdoor pedestrian navigation assistance with a shape changing haptic interface and comparison with a vibrotactile device. In *Proceedings of the IEEE Haptics Symposium*, Philadelphia, PA, USA, 8–11 April 2016; pp. 34–40.
49. Rodríguez, J.L.; Velazquez, R.; Del-Valle-Soto, C.; Gutierrez, S.; Varona, J.; Enriquez-Zarate, J. Active and passive haptic perception of shape: passive haptics can support navigation. *Electronics* 2019, 8, 355.
50. Wiener, W.R.; Welsh, R.L.; Blasch, B.B. *Foundations of orientation and mobility*. 3rd edition, American Printing House for the Blind: Louisville, Kentucky, USA, 2010.
51. OpenStreetMap Project. Available online: [www.openstreetmap.org/](http://www.openstreetmap.org/) (accessed on 03 May 2021).
52. GraphHopper Route Planning. Available online: <https://www.graphhopper.com> (accessed on 03 May 2021).
53. Android TalkBack. Available online: <https://support.google.com/accessibility/android/answer/6006598> (accessed on 03 May 2021).
54. Kennedy, P.M.; Inglis, J.T. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J. Physiol.* 2002, 538, 995–1002.

55. Velazquez, R.; Bazan, O.; Varona, J.; Delgado-Mata, C.; Gutierrez, C.A. Insights into the Capabilities of Tactile-Foot Perception. *Int. J. Adv. Robot. Syst.* 2012, 9, 1–11.
56. Velazquez, R.; Pissaloux, E.; Lay-Ekuakille, A. Tactile-foot stimulation can assist the navigation of people with visual impairment. *Appl. Bionics Biomech.* 2015, 2015.
57. Velazquez, R.; Pissaloux, E.; Rodrigo, P.; Carrasco, M.; Giannoccaro, N.I.; Lay-Ekuakille, A. An outdoor navigation system for blind pedestrians using gps and tactile-foot feedback. *Appl. Sci.* 2018, 8, 578.
58. Velazquez, R.; Pissaloux, E. On human performance in tactile language learning and tactile memory. In *Proceedings of IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication*, Edinburgh, UK, 25-29 Aug. 2014, pp. 96-10.
59. Visconti, P.; de Fazio, R.; Costantini, P.; Miccoli, S.; Cafagna, D. Arduino-based solution for in-car-abandoned infants' controlling remotely managed by smartphone application. *Journal of Communications Software and Systems* 2019, 15, 89-100.

Article

# Wearable Urban Mobility Assistive Device for Visually Impaired Pedestrians Using a Smartphone and a Tactile-Foot Interface

Ricardo Tachiquin <sup>1</sup>, Ramiro Velázquez <sup>1,\*</sup>, Carolina Del-Valle-Soto <sup>2</sup>, Carlos A. Gutiérrez <sup>3</sup>, Miguel Carrasco <sup>4</sup>, Roberto De Fazio <sup>5</sup>, Andrés Trujillo-León <sup>6</sup>, Paolo Visconti <sup>5</sup> and Fernando Vidal-Verdú <sup>6</sup>

- <sup>1</sup> Facultad de Ingeniería, Universidad Panamericana, Josemaría Escrivá de Balaguer 101, Aguascalientes 20290, Mexico; rtachiquin@up.edu.mx
  - <sup>2</sup> Facultad de Ingeniería, Universidad Panamericana, Álvaro del Portillo 49, Zapopan 45010, Mexico; cvalle@up.edu.mx
  - <sup>3</sup> Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Av. Chapultepec 1570, Privadas del Pedregal, San Luis Potosí 78295, Mexico; cagutierrez@fc.uaslp.mx
  - <sup>4</sup> Facultad de Ingeniería y Ciencias, Universidad Adolfo Ibáñez, Av. Diagonal las Torres 2640, Santiago 7941169, Chile; miguel.carrasco@uai.cl
  - <sup>5</sup> Department of Innovation Engineering, University of Salento, Via per Monteroni, 73100 Lecce, Italy; roberto.defazio@unisalento.it (R.D.F.); paolo.visconti@unisalento.it (P.V.)
  - <sup>6</sup> Departamento de Electrónica, Universidad de Málaga, Andalucía Tech, Campus de Teatinos, 29071 Málaga, Spain; atrujilloleon@uma.es (A.T.-L.); fvidal@uma.es (F.V.-V.)
- \* Correspondence: rvelazquez@up.edu.mx; Tel.: +52-4499106200

**Citation:** Tachiquin, R.; Velázquez, R.; Del-Valle-Soto, C.; Gutiérrez, C.A.; Carrasco, M.; De Fazio, R.; Trujillo-León, A.; Visconti, P.; Vidal-Verdú, F. Wearable Urban Mobility Assistive Device for Visually Impaired Pedestrians Using a Smartphone and a Tactile-Foot Interface. *Sensors* **2021**, *21*, 5274. <https://doi.org/10.3390/s21165274>

Academic Editor: Thurmon Lockhart

Received: 4 May 2021  
Accepted: 31 July 2021  
Published: 4 August 2021

**Publisher's Note:** MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



**Copyright:** © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

**Abstract:** This paper reports on the progress of a wearable assistive technology (AT) device designed to enhance the independent, safe, and efficient mobility of blind and visually impaired pedestrians in outdoor environments. Such device exploits the smartphone's positioning and computing capabilities to locate and guide users along urban settings. The necessary navigation instructions to reach a destination are encoded as vibrating patterns which are conveyed to the user via a foot-placed tactile interface. To determine the performance of the proposed AT device, two user experiments were conducted. The first one requested a group of 20 voluntary normally sighted subjects to recognize the feedback provided by the tactile-foot interface. The results showed recognition rates over 93%. The second experiment involved two blind voluntary subjects which were assisted to find target destinations along public urban pathways. Results show that the subjects successfully accomplished the task and suggest that blind and visually impaired pedestrians might find the AT device and its concept approach useful, friendly, fast to master, and easy to use.

**Keywords:** assistive technology (AT); augmented GPS (A-GPS); navigation mobile app; outdoor orientation; tactile-foot interface; visually impaired pedestrians; urban mobility

## 1. Introduction

Research on devices and systems assisting the blind and visually impaired community has broadened during the last decades to become a major field of study in Assistive Technology (AT). This response is proportional to the dimension of the problem: according to the World Health Organization (WHO) 2019 World Report on Vision [1], there are about 235 million people with severe visual disability (including blindness), for which vision cannot be corrected with ocular surgery or the use of standard glasses.

AT for people who are blind or visually impaired can be classified into three major task-specific aids: reading, computer access, and mobility (Table 1).

**Table 1.** AT for blindness and low vision: main research topics.

AT for blindness and low vision	Reading	Braille books	
		Audio books	
	Computer access	Speech synthesizers	
		Screen magnifiers	
		Braille terminals	
	Mobility	Obstacle detection	
		Orientation	Indoors
			Outdoors

Reading is a fundamental component of human culture. People with low vision naturally exhibit reduced reading capabilities, which deprive them in several aspects of daily life such as employment, education, and social interaction.

AT targeting reading solutions aims to make the proper adaptations to enable the access to printed material such as books, newspapers, and magazines. Two major reading approaches can be found in the literature: Braille books and audio books.

Research on AT devices addressing Braille books have explored low-cost yet competitive tactile printing alternatives to Braille embossers [2–4]. Proposals target the implementation of simple and affordable prototypes that users can privately own and use at home.

Audio books are perhaps the simplest and least expensive solution to the reading problem of people with low vision. However, they cannot be considered the definite reading solution for people with visual disability [5]. As the normally sighted do prefer to read a book instead of listening to the audio version, there is no reason to directly assume otherwise for blind or visually impaired people. Reading is a task that stimulates the intellectual activity, increases the literacy, and heightens the self-esteem of those with impaired vision. Unfortunately, audio books cannot provide these user-related aspects.

Technology plays a central role in all facets of modern life: instant access to information, communication, education, work, collaboration with peers, among many others. Digital technologies have been recognized as an essential tool for the human progress to the point that several countries around the globe have now incorporated laws to their legal basis regarding digital rights for their citizens. Such laws involve the right to use computers and the right to access the Internet [6].

AT addressing the issue of computer access aims to ensure these rights for people with visually disability by enabling the usage of electronic devices and digital text accessibility. Three major approaches can be distinguished in the literature: speech synthesizers, screen magnifiers, and Braille terminals.

Speech synthesizers consist of specialized software that literally read aloud the text displayed on a screen. Research on this topic has centered on achieving human-like speech synthesis systems that encompass the phonemes of a language, so that words and sentences are understandable, pleasant, and pronounced correctly (not merely the robotic voice) [7–9].

Screen magnifiers enlarge screen content and are mainly devoted for those who still have some degree of remnant vision. Research has focused on displaying with good quality the magnified text or image and the compatibility with the most popular computer operative systems [10,11].

The design and implementation of Braille terminals is one of the most active areas of research in AT for blind and visually impaired people.

Research has centered on exploring different actuator technologies that can meet Braille standards together with low implementation costs and scalability potential [12–16].

Mobility, to be understood in this context as walking, is essential to human nature. It provides the means for interacting with space and is a key element in our quality of life.

Loss of mobility results in a substantial decrease of well-being. People with visual disability daily face difficulties for moving around, specifically in unfamiliar spaces and dynamic environments. Besides from the inherent challenges of traveling, they experience fear for personal safety (getting lost or injured), anxiety, and a lack of confidence when going out alone. AT addressing mobility aims to provide the tools, so that individuals with visual impairments are capable of moving in a variety of environments (static/dynamic and familiar/unfamiliar) in a safe, independent, and efficient way [17].

There are two processes involved in human mobility: sensing of the surrounding space and orientation during travel. The former refers to the ability of detecting imminent obstacles along the path and planning the strategy to overcome them. The latter refers to the knowledge of one's location in space and the capacity to reach a destination [18].

Systems providing obstacle detection have been reported in the literature as early as the 1970s. Kay proposed back then the use of sonar technology to assist the blind and visually impaired in obstacle detection [19]. Later, ultrasonic technology replaced sonar systems. Borenstein deployed a set of ultrasonic sensors on a belt worn around the abdomen [20]. Hoyle introduced in [21] the Ultracane, a traditional white cane incorporating ultrasonic sensors. Lasers have also been used for this task. Farcy's Teletact [22] is a pistol-like laser beam system providing obstacle detection. Dang et al. integrated a laser with a camera and an IMU to find obstacles and the distances from the user. Recently, RGB cameras and computer vision techniques have been used for sensing the surrounding space. Pissaloux et al. presented in [23] the use of miniature cameras mounted on the eyeglasses to acquire images from the space ahead of the user. Computer vision algorithms extract the free spaces from the objects blocking the user's path.

Systems providing orientation can be classified in two: for indoors and for outdoors. To our knowledge, there is no single technology delivering user orientation for both types of environments.

Indoor orientation has been mainly addressed with beacon-based approaches, that is electronic devices that broadcast low-power signals to nearby receivers. In this context, Andò et al. reported in [24] the use of Radio Frequency Identification (RFID) tags positioned in the environment and an RFID reader to assist the navigation of visually impaired people. Similarly, Kulyukin et al. examined the use of passive RFID tags for assisted navigation [25]. Infrared (IR) sensors have also been explored. Hesch and Roumeliotis mounted an IR sensor on a white cane to estimate the position of a blind user in an indoor environment [26]. Jain used IR sensors and a smartphone for indoor wayfinding [27]. Recently, several wireless sensors technologies (such as ZigBee, Bluetooth, WiFi, etc.) have been found useful for this task [28].

Outdoor orientation aims to ease urban mobility for visually challenged people. Most devices rely on GPS (global positioning system) technology for providing the user's position and guidance in space. GPS offers some interesting advantages: combined with cartography, it becomes a powerful tool for assisting mobility in urban settings. It provides real-time user location with good accuracy and step-by-step instructions to reach a destination. GPS is typically free, it is available worldwide, and requires minimal skill or effort to be used. Its main inconvenience is that it does not work well when large civil structures (such as buildings, tunnels, walls, roofs, etc.) obstruct the line of sight with the GPS satellites.

Some examples of systems exploiting GPS for the outdoor mobility of blind and visually impaired pedestrians can be found both commercially and in academia. For the former, the devices from Sendero [29] and HumanWare [30] provide solutions for reaching previously set destinations together with a description of the navigating paths (street names, intersections, points of interest, etc.). For the latter, different works exploring a variety of hardware architectures can be found in the literature [31–33]. A common feature across these devices is the acoustic feedback conveyed to the user: guidance is achieved through verbal instructions provided along the entire route.

Acoustic feedback poses a major inconvenience for this task [5]: In the absence of vision, visually disabled pedestrians rely on listening to environmental cues to detect vehicles, other people, situations, and potential dangers approaching. Acoustic feedback might interfere and distract them compromising their orientation, space awareness, and safety.

Haptic feedback, i.e., information displayed to the sense of touch, has been explored as well in outdoor orientation AT devices, though to a lesser extent. Pielot's PocketNavigator [34] and Jacob's system [35] exploit the vibrotactile feedback of smartphones to provide navigational instructions to pedestrians with low vision. Spiers et al. evaluated in [36] the haptic feedback of two interfaces, the Animotus and the Cricket, for guiding blindfolded subjects along outdoor public areas. Recently, Rodriguez et al. presented in [37] a prototype of electronic guide dog based on a low-cost commercial kinesthetic haptic device providing passive haptic feedback as the guide dog does through its leash.

A common feature of these haptic interfaces is that they demand constant hand interaction from the users for effectively conveying their feedback and for carrying the device. Nevertheless, long term hand interaction has two limitations: busy hands interfere with the comfortable manipulation of objects and pedestrians get quickly fatigued of holding/carrying the device.

This paper presents a novel mobility AT device providing user orientation in outdoor environments. The device consists of a smartphone and a wearable tactile display. The first encompasses a GPS sensor that ensures a reasonably accurate user location, tracking, and guidance in space. The latter consists of a haptic device that can be inserted into a shoe and that does not require hand interaction at all. The proposal is intended to serve as a complementary device to the white cane or guide dog, thus representing a complete mobility AT solution for blind and visually impaired pedestrians in urban settings.

The rest of the paper is organized as follows: Section 2 introduces the design concept, operation principle, and main components of the AT device. Section 3 presents an experimental evaluation of such device that demonstrates its effectiveness and shows initial feasibility of the approach. Finally, Section 4 concludes summarizing the main contributions of this work and providing its future perspectives.

## 2. Towards a Novel AT Device for Urban Mobility

### 2.1. Concept

A complete AT solution to the mobility challenges of blind and visually impaired pedestrians must try to address the two processes involved in human mobility: obstacle detection and orientation [38].

As mentioned in the previous section, technologies such as ultrasonic sensors and laser beams have been explored to detect obstacles along walking paths. Unfortunately, these technologies demand an active scanning of the environment involving continuous physical activity. Cameras do not require such a constant scanning as their field of view might cover a comprehensive space ahead of the user. However, image processing and the simplification of the gathered information to convey it to the user are certainly time-consuming operations and feedback might demand a significant cognitive effort. These shortcomings reduce the walking speed, quickly fatigue users (both mentally and physically), and limit obstacle detection AT devices from attaining significant and perceivable improvements in comparison with the primary aids.

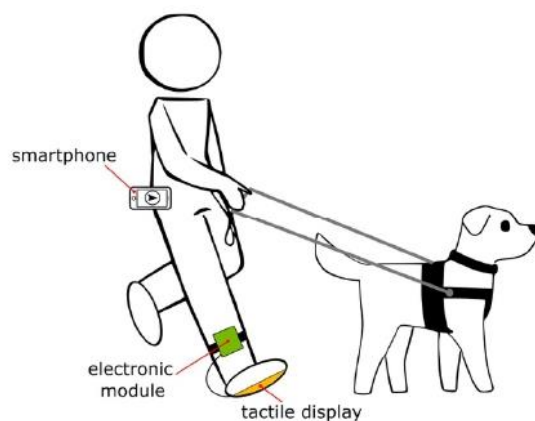
The primary aids, i.e., the white cane and guide dog, are the most popular mobility aids for blind and low vision pedestrians. The white cane is multifunctional, robust, compact, inexpensive, and lightweight. It provides reliable obstacle detection in the 1–2 m range ahead of the user. Guide dogs are very capable and reliable for leading their owners around obstacles and for foreseeing potential dangers. They also become friends and companions. Furthermore, both are the icons of a visually challenged pedestrian, which is useful for getting assistance in our society. Given their longstanding success, one should

wonder whether it would be more pertinent to design complementary AT devices to the primary aids rather than to keep trying to replace them.

Our proposal trusts the primary aids with the obstacle detection process and complements them with the orientation one.

Devoted to outdoor mobility, our proposal encompasses two main components: a smartphone and a wearable on-shoe tactile display. The reason for using a smartphone is mainly due to the possibility of exploiting its GPS sensor, Internet connectivity, and portable computing capabilities. The purpose of using an on-shoe tactile display is twofold: (1) tactile feedback is preferred over the acoustic modality to avoid distractions from the environmental sounds and (2) it ensures hands-free interaction allowing users to hold and manipulate the primary aids and other objects.

Figure 1 illustrates how a blind or low vision pedestrian would use the AT device. The smartphone is responsible for user GPS coordinate acquisition as well as for running the navigation software that generates the instructions to reach a destination. Navigational instructions are then transmitted to an electronic module that the user comfortably wears attached to the ankle. Such module translates the instructions to actuator commands and sets the tactile display accordingly. In sum, the user feels vibrations in the foot sole pointing the direction to follow.



**Figure 1.** Conceptual representation of a user wearing the AT device. This concept encompasses the primary aids which are responsible for obstacle detection.

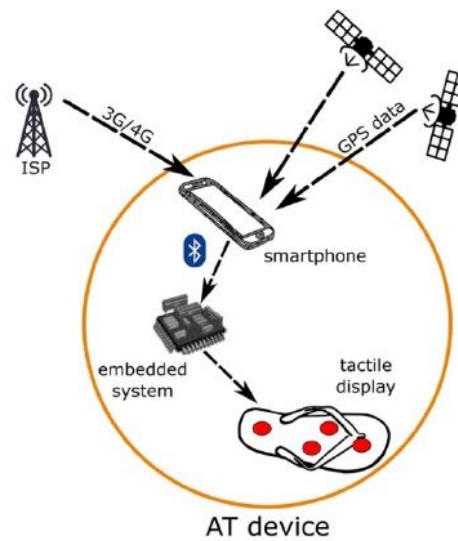
## 2.2. Operation Principle

The operation principle of the proposed AT device is shown in Figure 2.

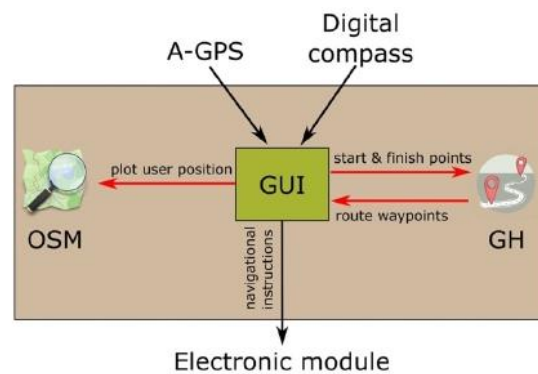
Recently, modern smartphones have become the most popular GPS receivers. Despite the 31 satellites in orbit shaping together the GNSS (global navigation satellite system) network, GPS accuracy is highly dependent on environmental factors. To increase the positioning accuracy, it is necessary to connect the smartphone to an Internet network as well.

In this prototype, we use a Samsung Galaxy S9 smartphone running Android 8.0 for GPS coordinate acquisition. Using its Internet connectivity capabilities, the smartphone connects to either the 3G or 4G networks for augmented GPS (A-GPS) accuracy.

A dedicated Android-based app was implemented to link all the navigation software of the AT device. Such app encompasses three main elements (Figure 3): (1) The OpenStreetMap (OSM) API (application programming interface) [39], (2) the Graphhopper (GH) API [40], and (3) a self-developed script. OSM is a collaborative project that aims to create free-to-use maps of the world. Graphhopper is an open-source route planner that allows computing the shortest pedestrian route between two points. The script serves as graphical user interface (GUI), links the two former APIs, and generates the instructions for the tactile display.



**Figure 2.** Operation principle and main components of the AT device. ISP: Internet Service Provider.



**Figure 3.** Overview of the AT device navigation software (mobile app). OSM: OpenStreetMap. GH: Graphhopper.

Once the A-GPS coordinates have been acquired, they are plotted on the OSM map together with the user orientation signal coming from the smartphone's digital compass. The user can then specify a destination or select it from a menu of previously saved destinations. When the destination is set, the app links to the Graphhopper API, which returns the route waypoints. The app processes these points and determines the navigational instructions to the destination. The app no longer needs to communicate with the Graphhopper API unless a route recalculation is necessary.

Instructions are then transmitted from the smartphone to the electronic module via Bluetooth. The electronic module consists of an embedded system with an ATMEL AT-tiny2313 microcontroller (Microchip Technology Inc., Chandler, AZ, USA) responsible for translating the instructions to actuator commands and for transmitting these latter to the tactile display.

The app refreshes the A-GPS coordinates each 3 s or each 2 m (whatever happens first) and updates the user position in the OMS map accordingly.

The app was carefully designed seeking to ensure accessibility. For users with remnant vision, the screen content can be magnified with the app's built-in zooming features. For blind users, the app encompasses the Android's TalkBack screen reader [41]. Naturally, the app can also be operated by a family member, caregiver, or friend.

### 2.3. User Interface

A wearable on-shoe vibrotactile display provides the user with the necessary navigational instructions to reach the chosen destination. The novelty of this interface concept is that it provides haptic feedback to the foot.

The user interface was conceived to stimulate the fast-adapting type I (FAI) afferents in the plantar surface. Four actuators (Jinlong Machinery C1030L-50, Zhejiang, China) convey vibrations to the tibial, lateral, and medial plantar areas (Figure 4a), which, according to the physiology of the foot [42], are the most sensitive to low frequency vibratory stimuli.

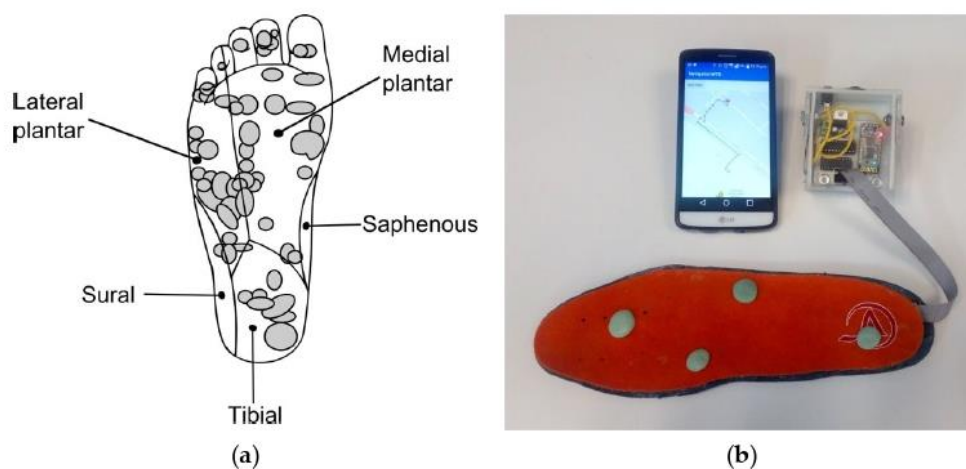
The four vibrating actuators were integrated in a commercially available inexpensive foam insole. An experimental characterization of the actuators [43] confirmed that they are capable of delivering axial forces up to 13 mN and vibrating frequencies between 10 and 55 Hz, demanding a maximum of 400 mW from the power source.

Dots of an epoxy paste coat the actuators' upper surfaces ensuring a 133 mm<sup>2</sup> contact area with the foot sole. The actuators' vibrations are correctly transmitted through the epoxy paste dots. The natural absorption material properties of the foam prevent vibrations from expanding throughout the insole while cushioning the actuators against the user's weight.

The electronic module consists of an embedded system encompassing a Bluetooth receiver (Solu JY-MCU HC-06, Shenzhen, China), the Atmel microcontroller, and the power circuitry to set the actuators. The electronic module also includes a nickel-metal hydride rechargeable battery bank (Radio Shack 23-338, Fort Worth, TX, USA) providing 6 V and 1500 mAh. This battery allows a 6 h continuous operation of the user interface. The Bluetooth receiver ensures up to a 10 m communication distance with the smartphone, which extensively covers the distance between the user's waist and ankle (see Figure 1).

Figure 4b shows the prototype of AT device developed. The user interface is meant to be used on the right foot and is fully wearable. Note that it becomes visually unnoticeable: it is further inserted into the shoe and the user's clothing can cover the electronic module. The approximate laboratory cost of both electronic module and user interface is USD 250. A much lower cost can be expected upon industrial mass production. A wide range of usages can then be envisaged: from an affordable-to-everyone AT device to a disposable item.

This device is the fourth version of wearable electronic on-shoe tactile displays that our team has implemented. This last version incorporates the technological improvements of the three previous developments [43–45].



**Figure 4.** User interface: (a) FAI afferents on the foot sole and (b) prototype.

### 3. Evaluation

Two user experiments were conducted to evaluate the performance of the AT device: navigational instruction recognition and urban mobility. Both are detailed in this section.

#### 3.1. Experiment I: Navigational Instruction Recognition

The first experiment aimed at determining whether a group of voluntary subjects was capable of recognizing the navigational instructions displayed by the user interface.

##### 3.1.1. Participants

Twenty normally sighted undergraduate students (2 females, 18 males) at Universidad Panamericana (Guadalajara, Mexico) volunteered to take part in the experiment. Ages ranged from 18 to 22 years old with an average of 19. All subjects provided informed consent prior to participation according to the university ethics guidelines. No criteria were used to select them but motivation and availability. None of them reported any (known) disability in their sense of touch, feet, or cognition.

##### 3.1.2. Procedure

The user interface was inserted into a slipper (Croc's Inc., Niwot, CO, USA) and the electronic module was attached to subjects' ankle using a hook-and-loop fastener (Velcro Co., Manchester, NH, USA). The use of socks was requested for hygiene purposes. Both slipper and user interface were cleaned with disinfecting spray after the participation of each subject.

Prior to the experiment, the subjects were unaware of any aspect concerning the task and were given general instructions. A short familiarization time with the user interface was provided (less than 5 min). During this time, the navigational instructions were displayed and explained to the subjects.

Subjects were standing during the entire experiment. They were requested to fill an answer sheet reporting the navigational instruction perceived (Figure 5a).

A research assistant was responsible for operating the smartphone and for sending the instructions to the user interface.

##### 3.1.3. Method

Each of the four dots of the user interface represents an instruction: go forward (F), go backward (B), turn left (L), and turn right (R).

The tactile rendering method used for displaying an instruction is as follows: three consecutive short vibrations in the corresponding dot, one short vibration in the opposite dot, and again a short vibration in the corresponding dot.

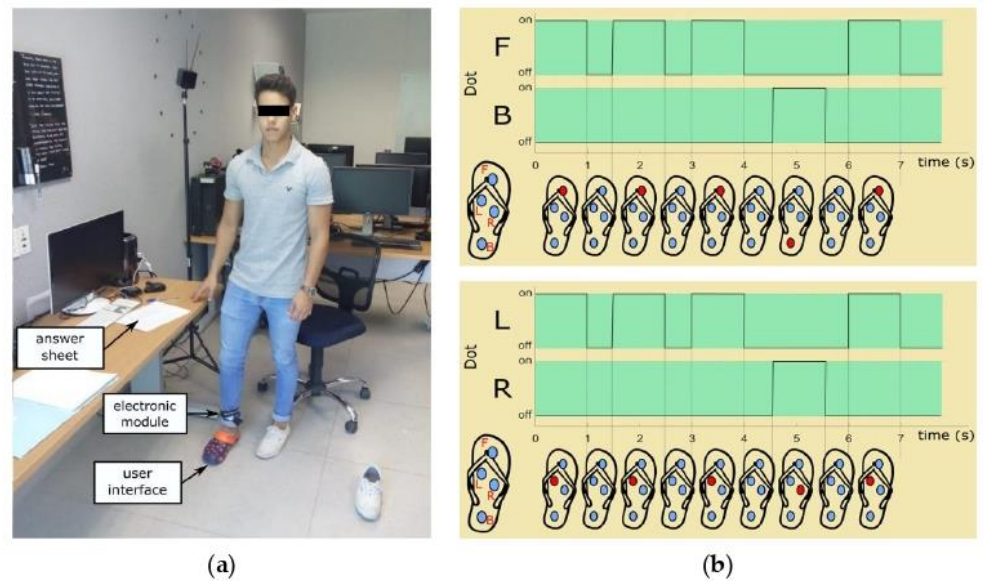
Figure 5b shows, for example, the tactile patterns for going forward and for turning left. For the former, note that dot F is consecutively set three times, then dot B once, and again dot F. For the latter, dot L vibrates three times, then dot R, and again dot L.

A set of 20 instructions randomly encompassing five times each instruction was displayed during the test. Subjects could have the instruction refreshed on the interface upon request.

##### 3.1.4. Results

The results obtained from the 20 subjects are shown in the confusion matrix in Table 2. The mean recognition rates were 100% for F, 100% for B, 95% for L, and 93% for R.

These high recognition rates are mainly due to the optimized tactile rendering method shown in Figure 5b in which the opposite dot is used to display a navigational instruction as well. Such strategy provides a reliable reference to ease the identification of vibrating points when users cannot accurately discriminate which dot is actually vibrating. Contrary to confusing users, displaying both the correct and the opposite dot in the same tactile pattern eases the discrimination of the navigational instructions conveyed by the tactile-foot interface [44].



**Figure 5.** Navigational instruction recognition experiment: (a) setup and (b) vibrating patterns for (top) going forward and (down) turning left. The dot being actuated is represented in red. The whole pattern lasts 7 s.

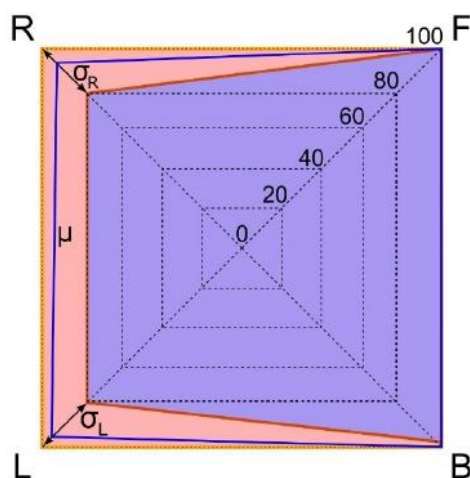
**Table 2.** Navigational instruction recognition rates with the user interface and the proposed tactile rendering approach.

		Answered (%)			
		Forward	Backward	Left	Right
Presented	Forward	100	0	0	0
	Backward	0	100	0	0
	Left	0	0	95	5
	Right	0	7	0	93

Naturally, the above rates refer to the mean scores obtained from the participants, i.e., they represent the central tendency for each navigational instruction. Additionally, it is also interesting to visualize the best and worst subject performance to appreciate how far are the limit cases and the size of the interval comprising all other subject performances.

Figure 6 presents this analysis. The radar plot shows that the subject exhibiting the best performance obtained the 100% of correct answers for all four navigational instructions while the subject with the worst performance scored 100%, 100%, 80%, and 80% for F, B, L, and R, respectively.

Note that even the subject with the worst performance recognized two navigational instructions with no flaws. Also note that there is a narrow margin between the upper and lower performance limits. The low standard deviation values ( $\sigma_L=8.88$  and  $\sigma_R=9.79$ ) show that scores are clustered close to the mean (in fact, 15 out of the 20 subjects obtained perfect scores during the task). Results confirm that it is unlikely to get confused with the navigational instructions conveyed by the user interface.



**Figure 6.** Comparative performance between the subjects with the best and worst scores. Best performance: outer orange area. Worst performance: inner purple area. Mean performance: blue line.

### 3.2. Experiment II: Urban Mobility

The second experiment has two purposes: (1) to evaluate the performance of the AT device as a whole and (2) to determine whether it can actually assist the outdoor orientation and urban mobility of blind and visually impaired pedestrians.

#### 3.2.1. Fine-Tuning the Device

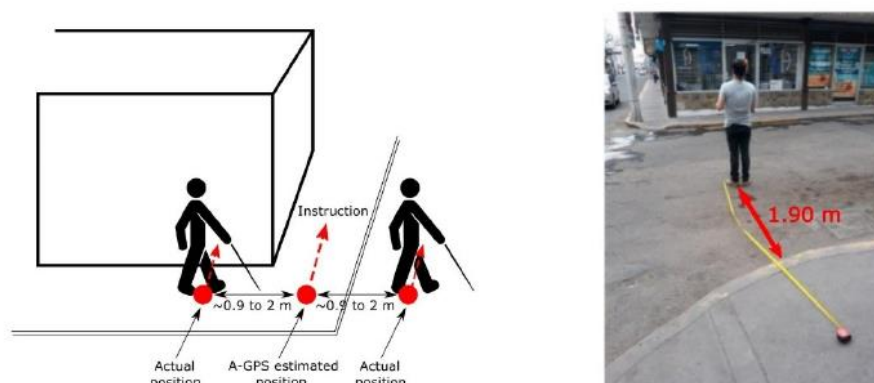
Prior to conducting any user experiment, the AT device in Figure 4b was extensively tested by the research team in urban settings to verify the correct operation of the navigation app, the position accuracy of the A-GPS, and the communication between the smartphone and the user interface.

In particular, for determining the position accuracy of the A-GPS, several environments in the city of Aguascalientes, Mexico were navigated. The locations in which the A-GPS indicated to display the navigational instructions were registered and compared to the corresponding user's actual locations. Figure 7 illustrates the conclusions obtained.

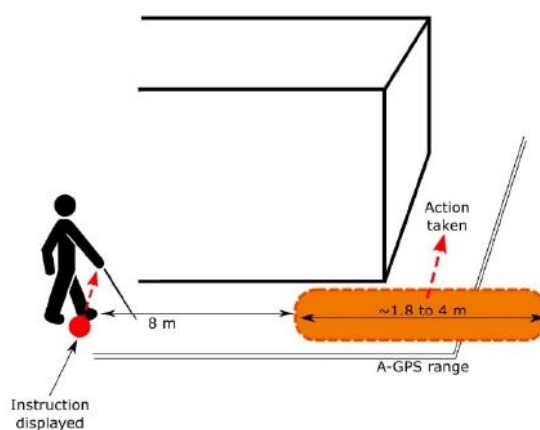
Upon the use of A-GPS, it is possible to achieve a positioning accuracy of 0.9–2 m, which represents an improvement compared to using GPS alone (2 to 5 m) [46]. This means that the ideal location to display the instruction can be up to 2 m away from the point where the user interface actually displays it.

Two scenarios can be expected: (1) the instruction is displayed before the ideal point. For example, when instructed to turn, users could still encounter a wall. They would need to keep walking some steps beyond to be capable of turning. (2) The instruction is displayed after the ideal point. A more complex scenario implying that the user might no longer be on the sidewalk or even worse that he/she is already in the middle of the street (see Figure 7 right). A natural user reaction would be to stop and try to return to the sidewalk.

To avoid risky situations that might compromise the pedestrians' safety, the AT device was fine-tuned to always display the instructions 8 m (approximately 15 steps) ahead of the point indicated by the A-GPS. This way, users know in advance the instruction, they have sufficient time to plan the upcoming action, and perform it safely with the assistance of the primary aids and the environmental cues. Figure 8 depicts this strategy.



**Figure 7.** Positioning accuracy: (left) A-GPS enables accuracies in the range 0.9 to 2 m. (right) Due to this range, a navigational instruction might be displayed in the middle of the street.



**Figure 8.** Instruction display strategy: instructions are displayed in advance reducing the possibility of conveying them down the sidewalks or when crossing the streets.

### 3.2.2. Participants

The following experiment complies with Universidad Panamericana policy on the ethics of research involving human subjects with disabilities.

Two blind male adults aged 34 and 38 participated in the experiment. The younger participant (subject A) had been blind since birth while the older (subject B) developed retinitis pigmentosa in his infancy. Subject B is considered legally blind due to the severe loss of vision. None of them reported any (known) disability in their sense of touch, feet, or cognition. Both reported more than 15 years of experience using the primary aids, particularly the white cane, therefore they were considered expert users.

Both subjects had already participated in a similar urban navigation experiment with a previous version of the AT device [46]. Nevertheless, they can be considered novel users: there is a three-year window between those experiments and the ones herein reported. As experimentally verified in [47], tactile feedback is retained in short-time memory. After just a month without any refresh or practice, people are incapable of remembering tactile patterns.

### 3.2.3. Procedure

Two urban environments in the downtown area of the city of Aguascalientes, Mexico were selected for the experiment. These settings are characterized for exhibiting an important affluence of people and vehicles.

Two paths comprising 280 and 600 m walking distances were fixed. Along these paths, acoustic traffic lights for enabling blind pedestrian street crossing were encountered together with static/dynamic obstacles caused by objects and other people.

A research assistant walked 5 to 10 m ahead of the subject for preventing and intervening in case of an unexpected risky situation.

Both environments were navigated by the subjects on the same day. Subject A performed the test one day early morning while subject B went through it three days later during the afternoon. The subjects never met.

### 3.2.4. Method

Before the test, the two subjects completed experiment I at their own homes to get used to the tactile feedback and get familiar with the instructions provided by the user interface.

A fifth instruction for indicating to stop (S) was added to the set of navigational instructions. It was encoded by setting the four dots simultaneously in two consecutive short sequences, a pause, and again two short sequences (like the typical SMS alert pattern in mobile phones (Figure 9)). Satisfactory recognition rates were obtained for both subjects.

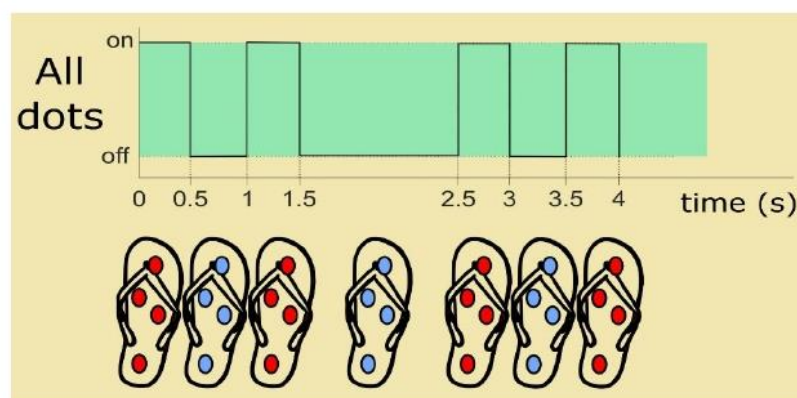


Figure 9. Vibrating pattern for stop.

Subjects were then transferred by car to the chosen settings, which were completely unknown to them. The target destinations were set in the app by the research team. The smartphone was inserted into a rigid case which in turn was clipped to their belt. The smartphone was oriented towards the user's front (see Figure 1) and was connected to the 4G network (Movistar, Telefónica México). Subjects were requested to remove both shoes and use the slippers. The right one contained the user interface. The electronic module was attached to the ankle accordingly.

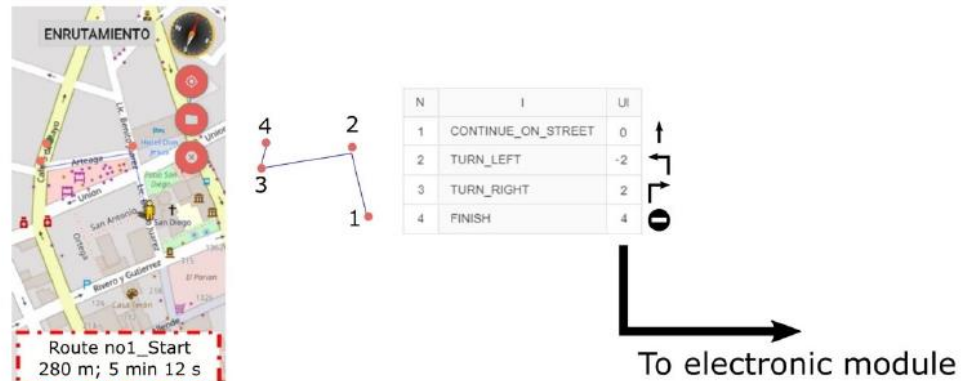
Subjects were requested to walk in the direction indicated by the user interface. It was explained that the instructions are displayed in advance. They were asked to use the white cane and their mobility skills as they would do in a regular walk. They were aware that an assistant was nearby and that they could request any help if needed.

For monitoring purposes, the smartphone's screen displaying the navigational app activity was mirrored to a tablet. The evolution of the subjects in the environments (i.e., their A-GPS coordinates and navigational times) were recorded.

### 3.2.5. Results

Figure 10 shows the first environment (E-1) proposed to the subjects. The task consisted of guiding the subjects along a 280 m path from the forecourt of a church to a well-known local store. Note that this path involves four nodes, i.e., the locations where the instructions are displayed.

The app builds a list assigning an instruction to each node. Each instruction has a user interface (UI) number that is transmitted to the electronic module when approaching the node (8 m before reaching it). The microcontroller interprets the UI number to display the corresponding tactile pattern.

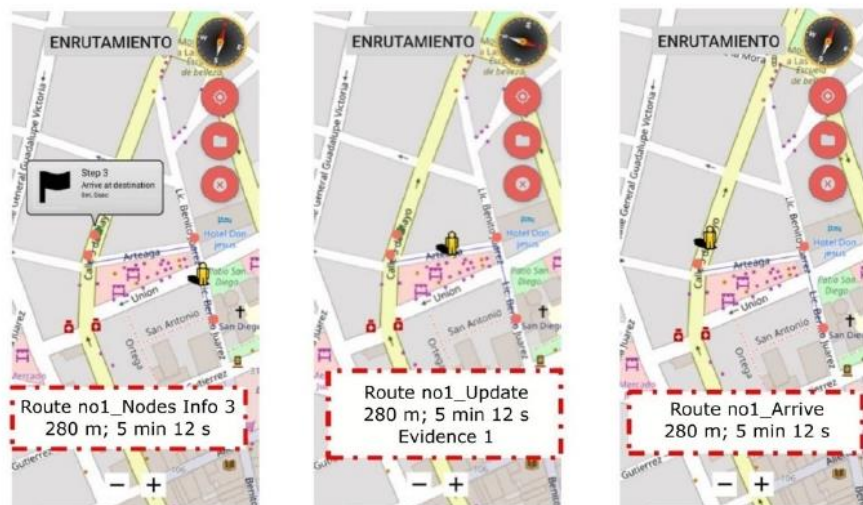


**Figure 10.** The first environment proposed to the subjects. Four nodes (orange circles) are needed to reach the destination. Table: the app assigns an instruction (column I) to each node (column N). The user interface number (column UI) associated to each instruction is sent to the electronic module when the user approaches the node. Instructions for “continue\_on\_street” and “finish” are F and S, respectively.

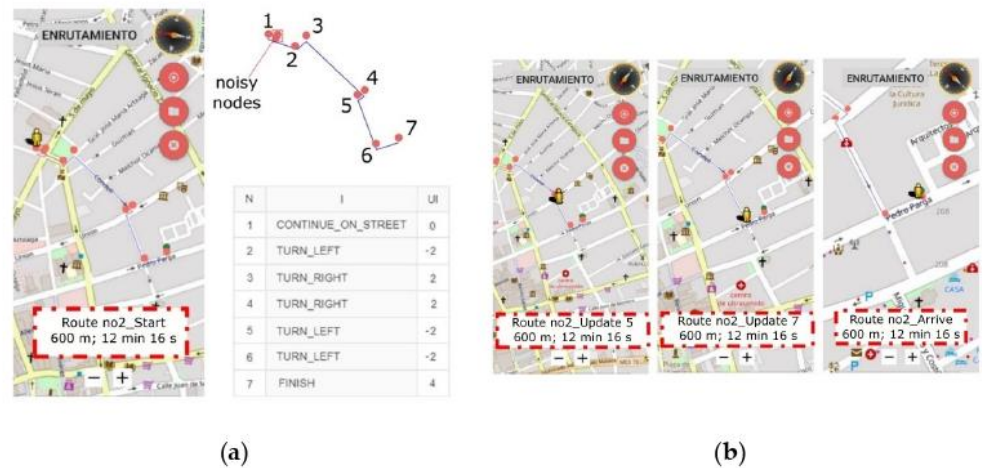
Figure 11 shows, for example, the progress of subject A in the environment. The task was successfully completed with no errors.

Figure 12 shows the second environment (E-2) proposed to the subjects. The task consisted of guiding the subjects along a 600 m path from a random street point to a laundry establishment. Nine nodes were initially delivered by the GH API submodule (Figure 12a). However, the navigation software found that two of them were in a radius of less than 2 m and that neglecting them had no impact on the task. Therefore, these “noisy nodes” were eliminated from the final instruction list.

Figure 12b shows the progress of subject B in the environment. As in E-1, the task was successfully completed with no errors.



**Figure 11.** Subject A in E-1.



**Figure 12.** The second environment proposed to the subjects: (a) the path involved seven nodes and two noisy nodes that were neglected. (b) Some snapshots of subject B during the task.

Table 3 summarizes the navigation times recorded from both subjects and the one estimated by the app for each environment. Note that the difference between subjects is negligible.

**Table 3.** Experiment 2: Navigational times for the two environments.

	E-1 (280 m)	E-2 (600 m)
Subject A	5 min 12 s	12 min 35 s
Subject B	5 min 28 s	12 min 16 s
App	4 min	8 min

To determine the A-GPS accuracy, the subjects' registered coordinates were compared to the coordinate datasets from OSM, which were assumed as the subjects' actual positions. To align the two datasets, the Dynamic Time Wrapping (DTW) algorithm [48] was first applied. Then, the root middle square error (RMSE) was used to quantify the difference between both datasets.

The RMSEs observed during the navigation tasks are shown in Figure 13. Figure 13a shows the time-evolution of the RSME for E-1. An approximate 0.9 to 2 m A-GPS accuracy was observed during the task. Figure 13b shows the time-evolution of the RSME for E-2. A similar A-GPS accuracy range was obtained. Note that, despite having performed the same task with the same GPS receiver and 4G network, the time-evolution of the RMSEs is notably different between the subjects. This is due to the satellites position and atmospheric conditions that might have changed deriving from performing the task in different days.

Figure 14 shows the scatter plot of the position error for the ensemble of the A-GPS coordinates registered during the navigation tasks. The experimental data show that 95% of the A-GPS coordinates is in the accuracy range of 0.9 to 2 m.

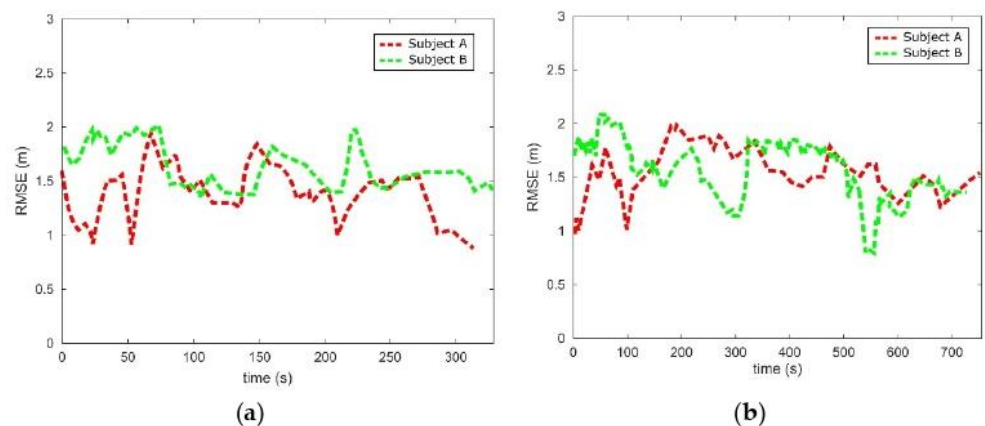


Figure 13. The A-GPS accuracy observed during the urban mobility task: (a) E-1 and (b) E-2.

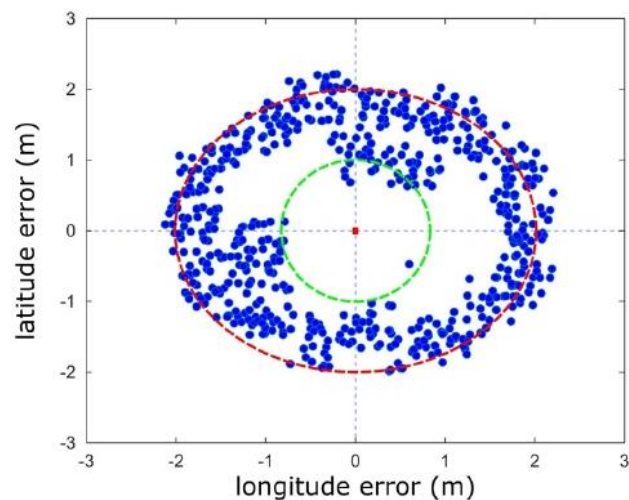


Figure 14. Scatter plot of the position error for the A-GPS coordinates.

During the task, the subjects encountered the typical urban obstacles such as street poles, trees, trash bins, cracked sidewalks, and other people. They easily surpassed them using the white cane. The subjects also had to wait for the acoustic green light to cross some streets.

We noticed that subjects stopped walking when the user interface displayed the tactile patterns. Overall, a natural fearless and doubtless walking was observed along the paths.

A post-experiment interview confirmed the intuitiveness of the information displayed and the low cognitive load demanded (instructions were displayed only when an action, i.e., a change of direction was required. Most of the journey the user interface did not display any information). Subjects stated that having the instructions displayed in advance is practical.

Some minor points for further improvement include trying to make the tactile patterns even shorter and to display the ‘forward’ instruction during long straight paths to avoid the sensation that the AT device is no longer working and to confirm the user that he/she is still walking in the correct direction.

The results obtained are undoubtedly encouraging. They confirm that A-GPS data is pertinent for the task and that the navigational software and the user interface are operational. Therefore, it is feasible to support the outdoor mobility of blind and visually impaired pedestrians with the proposed approach.

#### 4. Conclusions

This paper has presented our progress and advancements in the design, implementation, and experimental evaluation of a novel Assistive Technology (AT) device devoted to support the urban mobility of blind and visually impaired pedestrians.

To offer a complete AT solution to the mobility challenges of visually disabled people, the proposal encompasses the primary aids for the obstacle detection process and addresses the orientation one with augmented GPS (A-GPS) data provided by a smartphone. User tracking and guidance in the environment is achieved by a dedicated Android-based app that locates the user on a map, computes the optimal route of travel, and generates the navigational instructions to reach a destination. Instructions are conveyed to the user via vibrotactile patterns that stimulate the foot sole, thus avoiding the traditional audio feedback that might compromise user attention in key moments during urban navigation.

Two experiments were conducted to evaluate the AT device. The first one verified the interface's ability to transmit navigational instructions to the user and the user's comprehension level to this feedback. The results showed very high recognition rates. The second experiment examined the AT device performance in real urban mobility with end users (blind pedestrians). The results showed that the AT device is capable of guiding users to a destination by providing the pertinent navigational instructions.

The proposed approach exhibits some interesting features: (1) wearability, (2) sound-free and hands-free operation, (3) inconspicuous and unnoticeable usage, (4) intuitive and fast to understand haptic feedback, (5) short learning and practice times to master its operation, (6) efficient and reliable performance, and (7) low-cost.

The AT device herein presented is in TRL (technology readiness level) 6 – technology demonstrated in relevant environment. Our current work focuses on the technology transfer process to a relevant stakeholder.

Future work will explore a tactile rendering strategy that prevents users from stopping their walk each time an instruction is displayed. It has also been envisaged to incorporate a remote monitoring functionality [49] into the navigation app that allows families and caregivers to locate the visually disabled pedestrian. This module will certainly increase the user's safety.

**Author Contributions:** Conceptualization, R.V.; methodology, R.V., P.V., and F.V.-V.; software, R.T.; validation, R.T. and R.V.; formal analysis, C.A.G. and M.C.; investigation, R.T. and C.D.-V.-S.; resources, R.V.; data curation, A.T.-L. and R.D.F.; writing—original draft preparation, R.V.; writing—review and editing, P.V. and F.V.-V.; visualization, C.D.-V.-S., C.A.G., and M.C.; supervision, R.V.; project administration, R.V. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** This research received no external funding.

**Institutional Review Board Statement:** The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki and approved by the Ethics Committee of Universidad Panamericana (protocol code UP-CE-2020-AGS-002 approved on 12 May 2020).

**Informed Consent Statement:** Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest.

#### References

1. World Health Organization. *World Report on Vision*; WHO: Geneva, Switzerland, 2019. Available online: <https://www.who.int/publications/i/item/9789241516570> (accessed on 3 May 2021).
2. Arroyo, J.; Velazquez, R.; Boukallel, M.; Giannoccaro, N.I.; Visconti, P. Design and Implementation of a Low-Cost Printer Head for Embossing Braille Dots on Paper. *Int. J. Emerg. Trends Eng. Res.* **2020**, *8*, 6183–6190.
3. Apurva, A.; Thakur, P.; Misra, A. Aiding the visually impaired: Developing an efficient Braille printer. In Proceedings of the International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics, Udupi, India, 13–16 September 2017; pp. 2128–2133.

4. Duran-Encinas, I.; Sandoval-Bringas, J.A.; De Casso-Verdugo, A.I.; Sandoval-Bringas, C.; Soto-Muñoz, J.G. Low-cost Braille printer prototype design with OCR technology. In Proceedings of the International Conference on Inclusive Technologies and Education, San Jose del Cabo, Mexico, 30 October–1 November 2019; pp. 205–2054.
5. Velazquez, R. Wearable Assistive Devices for the Blind. In *Wearable and Autonomous Biomedical Devices and Systems for Smart Environment: Issues and Characterization*; Lay-Ekuakille, A., Mukhopadhyay, S.C., Eds.; LNEE, 75; Springer: Berlin/Heidelberg, Germany, 2010; pp. 331–349.
6. Lucchi, N. Access to network services and protection of constitutional rights: Recognizing the essential role of internet access for the freedom of expression. *Cardozo J. Int. Comp. Law* **2011**, *19*, 645–678.
7. Gaura, P. Czech speech synthesizer Popokatepetl based on word corpus. In Proceedings of the 4th EURASIP Conference Focused on Video/Image Processing and Multimedia Communications, Zagreb, Croatia, 11 August 2003; pp. 673–678.
8. Akadomari, H.; Ishikawa, K.; Kobayashi, Y.; Ohta, K.; Kishigami, J. HMM-based speech synthesizer for easily understandable speech broadcasting. In Proceedings of the IEEE 7th Global Conference on Consumer Electronics, Nara, Japan, 13 December 2018; pp. 749–750.
9. Andrzejewicz, S.; Yamagishi, J.; King, S. Vocal attractiveness of statistical speech synthesizers. In Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing, Prague, Czech Republic, 12 July 2011; pp. 5368–5371.
10. Blenkhorn, P.; Evans, D.G. A screen magnifier using “high level” implementation techniques. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* **2006**, *14*, 501–504.
11. Hirayama, M.J. A book reading magnifier for low vision persons on smartphones and tablets. In Proceedings of the International Workshop on Advanced Image Technology, Chiang Mai, Thailand, 7–9 January 2018; pp. 1–4.
12. Benali-Khoudja, M.; Hafez, M.; Kheddar, A. VITAL: An electromagnetic integrated tactile display. *Displays* **2007**, *28*, 133–144.
13. Velazquez, R.; Hernandez, H.; Preza, E.; A portable piezoelectric tactile terminal for Braille readers. *Appl. Bionics Biomech.* **2012**, *9*, 45–60.
14. Cho, H.; Kim, B.; Park, J.; Song, J. Development of a Braille display using piezoelectric linear motors. In Proceedings of the SICE-ICASE International Joint Conference, Busan, Korea, 18–21 October 2006; pp. 1917–1921.
15. Velazquez, R.; Pissaloux, E.; Hafez, M.; Szewczyk, J. Tactile rendering with shape memory alloy pin-matrix. *IEEE Trans. Instrum. Meas.* **2008**, *57*, 1051–1057.
16. Xu, L.N.; Liu, J.B.; Li, H. A matrix of valves based on electro-rheological fluid and its application on multi-line braille displayer. *Adv. Mater. Res.* **2011**, *378–379*, 543–548.
17. Pissaloux, E.; Velazquez, R. *Mobility of Visually Impaired People: Fundamentals and ICT Assistive Technologies*, 1st ed.; Springer International Publishing AG: Cham, Switzerland, 2018.
18. Goldschmidt, M. Orientation and Mobility Training to People with Visual Impairments. In *Mobility of Visually Impaired People: Fundamentals and ICT Assistive Technologies*; Pissaloux, E., Velazquez, R., Eds.; Springer: Cham, Switzerland, 2018; pp. 377–409.
19. Kay, L. A sonar aid to enhance spatial perception of the blind: Engineering design and evaluation. *Radio Electron. Eng.* **1974**, *44*, 605–627.
20. Borenstein, J.; Koren, Y. Obstacle avoidance with ultrasonic sensors. *IEEE J. Robot. Autom.* **1988**, *4*, 213–218.
21. Hoyle, B.; Waters, D. Mobility AT: The Batcane (UltraCane). In *Assistive Technology for Visually Impaired and Blind People*; Hersh, M., Johnson, M., Eds.; Springer: London, UK, 2008; pp. 209–229.
22. Farcy, R.; Damaschini, R. Triangulating laser profilometer as a three-dimensional space perception system for the blind. *Appl. Opt.* **1997**, *36*, 8227–8232.
23. Pissaloux, E.; Velazquez, R.; Maingreud, F. A new framework for cognitive mobility of visually impaired users in using tactile device. *IEEE Trans. Hum. Mach. Syst.* **2017**, *47*, 1040–1051.
24. Ando, B.; Baglio, S.; Marletta, V.; Crispino, R.; Pistorio, A. A measurement strategy to assess the optimal design of an RFID-based navigation aid. *IEEE Trans. Instrum. Meas.* **2018**, *68*, 2356–2362.
25. Kulyukin, V.; Gharpure, C.; Nicholson, J.; Pavithran, S. RFID in robot-assisted indoor navigation for the visual impaired. In Proceedings of the IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, Sendai, Japan, 28 September–2 October 2004; pp. 353–357.
26. Hesch, J.; Roumeliotis, S. An indoor localization aid for the visually impaired. In Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation, Rome, Italy, 10–14 April 2007; pp. 3545–3551.
27. Jain, D. Path-guided indoor navigation for the visually impaired using minimal building retrofitting. In Proceedings of the International ACM SIGACCESS Conference on Computers & Accessibility, Rochester, NY, USA, 20–22 October 2014; pp. 225–232.
28. Del-Valle-Soto, C.; Valdivia, L.J.; Velazquez, R.; Rizo-Dominguez, L.; Lopez-Pimentel, J.C. Smart Campus: An Experimental Performance Comparison of Collaborative and Cooperative Schemes for Wireless Sensor Network. *Energies* **2019**, *12*, 3135.
29. Sendero Group LLC. Davis, CA, USA. Available online: <http://www.senderogroup.com/> (accessed on 3 May 2021).
30. Humanware Group. Drummondville, QC, Canada. Available online: [www.humanware.com/](http://www.humanware.com/) (accessed on 3 May 2021).
31. Guerrero, L.A.; Vasquez, F.; Ochoa, S. An indoor navigation system for the visually impaired. *Sensors* **2012**, *12*, 8236–8258.
32. Calabrese, B.; Velazquez, R.; Del-Valle-Soto, C.; de Fazio, R.; Giannoccaro, N.I.; Visconti, P. Solar-powered deep learning-based recognition system of daily used objects and human faces for assistance of the visually impaired. *Energies* **2020**, *13*, 6104.
33. Gaunet, F. Verbal guidance rules for a localized wayfinding aid intended for blind-pedestrians in urban areas. *Univers. Access Inf. Soc.* **2006**, *4*, 338–353.

34. Pielot, M.; Poppinga, B.; Heuten, W.; Boll, S. PocketNavigator: Studying tactile navigation systems in-situ. In Proceedings of the SIGCHI Conference on Human Factors in Computing Systems, Austin, TX, USA, 5–10 May 2012; pp. 3131–3140.
35. Jacob, R.; Mooney, P.; Corcoran, P.; Winstanley, A. Integrating haptic feedback to pedestrian navigation applications. In Proceedings of the GIS Research UK Annual Conference, Portsmouth, UK, 27–29 April 2011; pp. 205–210.
36. Spiers, A.; Dollar, A. Outdoor pedestrian navigation assistance with a shape changing haptic interface and comparison with a vibrotactile device. In Proceedings of the IEEE Haptics Symposium, Philadelphia, PA, USA, 8–11 April 2016; pp. 34–40.
37. Rodríguez, J.L.; Velazquez, R.; Del-Valle-Soto, C.; Gutierrez, S.; Varona, J.; Enriquez-Zarate, J. Active and passive haptic perception of shape: Passive haptics can support navigation. *Electronics* **2019**, *8*, 355.
38. Wiener, W.R.; Welsh, R.L.; Blasch, B.B. *Foundations of Orientation and Mobility*, 3rd ed.; American Printing House for the Blind: Louisville, KY, USA, 2010.
39. OpenStreetMap Project. Available online: [www.openstreetmap.org/](http://www.openstreetmap.org/) (accessed on 3 May 2021).
40. GraphHopper Route Planning. Available online: <https://www.graphhopper.com> (accessed on 3 May 2021).
41. Android TalkBack. Available online: <https://support.google.com/accessibility/android/answer/6006598> (accessed on 3 May 2021).
42. Kennedy, P.M.; Inglis, J.T. Distribution and behaviour of glabrous cutaneous receptors in the human foot sole. *J. Physiol.* **2002**, *538*, 995–1002.
43. Velazquez, R.; Bazan, O.; Varona, J.; Delgado-Mata, C.; Gutierrez, C.A. Insights into the Capabilities of Tactile-Foot Perception. *Int. J. Adv. Robot. Syst.* **2012**, *9*, 1–11.
44. Velazquez, R.; Bazan, O.; Varona, J. Wearable electronic tactile display for the foot. *Prz. Elektrotech.* **2013**, *89*, 180–184.
45. Velazquez, R.; Pissaloux, E.; Lay-Ekuakille, A. Tactile-foot stimulation can assist the navigation of people with visual impairment. *Appl. Bionics Biomech.* **2015**, *2015*, 798748.
46. Velazquez, R.; Pissaloux, E.; Rodrigo, P.; Carrasco, M.; Giannoccaro, N.I.; Lay-Ekuakille, A. An outdoor navigation system for blind pedestrians using gps and tactile-foot feedback. *Appl. Sci.* **2018**, *8*, 578.
47. Velazquez, R.; Pissaloux, E. On human performance in tactile language learning and tactile memory. In Proceedings of the IEEE International Symposium on Robot and Human Interactive Communication, Edinburgh, UK, 25–29 August 2014; pp. 96–100.
48. Wang, X.; Mueen, A.; Ding, H.; Trajcevski, G.; Scheuermann, P.; Keogh, E. Experimental comparison of representation methods and distance measures for time series data. *Data Min. Knowl. Discov.* **2013**, *26*, 275–309.
49. Visconti, P.; de Fazio, R.; Costantini, P.; Miccoli, S.; Cafagna, D. Arduino-based solution for in-car-abandoned infants' controlling remotely managed by smartphone application. *J. Commun. Softw. Syst.* **2019**, *15*, 89–100.

# 7. Prueba de Indexación



Scopus

Search Sources Lists SciVal

1 of 1

Text export Download Print E-mail Save to PDF Save to list More...

Sensors • Open Access • Volume 21, Issue 16 • 2 August 2021 • Article number 5274

Document type  
Article • Gold Open Access • Green Open Access

Source type  
Journal

ISSN  
14248220

DOI  
10.3390/s21165274

View more

## Wearable urban mobility assistive device for visually impaired pedestrians using a smartphone and a tactile-foot interface

Tachiquin R.<sup>a</sup>, Velázquez R.<sup>a</sup>, Del-valle-soto C.<sup>b</sup>,  
Gutiérrez C.A.<sup>c</sup>, Carrasco M.<sup>d</sup>, De Fazio R.<sup>e</sup>,  
Trujillo-león A.<sup>f</sup>, Visconti P.<sup>g</sup>, Vidal-verdú E.<sup>f</sup>

Save all to author list

<sup>a</sup> Facultad de Ingeniería, Universidad Panamericana, Josemaría Escrivá de Balaguer 101, Aguascalientes, 20290, Mexico

<sup>b</sup> Facultad de Ingeniería, Universidad Panamericana, Álvaro del Portillo 49, Zapopan, 45010, Mexico

<sup>c</sup> Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Av. Chapultepec 1570, Privadas del Pedregal, San Luis Potosí, 78295, Mexico

<sup>d</sup> Facultad de Ingeniería y Ciencias, Universidad Adolfo Ibañez, Av. Diagonal las Torres 2640, Santiago, 7941169, Chile

View additional affiliations

View PDF Full text options

### Abstract

Author keywords

Indexed keywords

SciVal Topics

Metrics

### Abstract

This paper reports on the progress of a wearable assistive technology (AT) device designed to enhance the independent, safe, and efficient mobility of blind and visually impaired pedestrians in outdoor environments. Such device exploits the smartphone's positioning and computing capabilities to locate and guide users along urban settings. The necessary navigation instructions to reach a destination are encoded as vibrating patterns which are conveyed to the user via a foot-placed tactile interface. To determine the performance of the proposed AT device, two user experiments were conducted. The first one requested a group of 20 voluntary normally sighted subjects to recognize the feedback provided by the tactile-foot interface. The results showed recognition rates over 93%. The second experiment involved two blind voluntary subjects which were assisted to find target destinations along public urban pathways. Results show that the subjects successfully accomplished the task and suggest that blind and visually impaired pedestrians might find the AT device and its concept approach useful, friendly, fast to master, and easy to use. © 2021 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland.

### Author keywords

Assistive technology (AT); Augmented GPS (A-GPS); Navigation mobile app; Outdoor orientation; Tactile-foot interface; Urban mobility; Visually impaired pedestrians

Indexed keywords

SciVal Topics

Metrics

References (49)

View in search results format

### Cited by 0 documents

Inform me when this document is cited in Scopus:

Set citation alert

### Related documents

An outdoor navigation system for blind pedestrians using GPS and tactile-foot feedback

Velázquez, R., Pissaloux, E., Rodrigo, P. (2018) *Applied Sciences (Switzerland)*

Design and implementation of a low-cost printer head for embossing braille dots on paper

Arroyo, J., Velázquez, R., Boukallel, M. (2020) *International Journal of Emerging Trends in Engineering Research*

Active and passive haptic perception of shape: Passive haptics can support navigation

Rodríguez, J.-L., Velázquez, R., Del-Valle-soto, C. (2019) *Electronics (Switzerland)*

View all related documents based on references

Find more related documents in Scopus based on:

Authors Keywords

## **8. Publicaciones**

1. **Tachiquin (R.)**, Velázquez (R.), Del-Valle-Soto (C.), Gutiérrez (C.A.), Carrasco (M.), de Fazio (R.), Trujillo-León (A.), Visconti (P.), Vidal-Verdú (F.). Wearable Urban Mobility Assistive Device for Visually Impaired Pedestrians Using a Smartphone and a Tactile-Foot Interface, *Sensors*, 21(16), 5274, 2021, 18 pages.