



MINISTÉRIO DA EDUCAÇÃO
UNIVERSIDADE FEDERAL DO PIAUÍ – UFPI
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS BIOMÉDICAS –
PPGCBM

MARCOS AURÉLIO AYRES DA SILVA

AppGuide: Um sistema vestível para pessoas com deficiência visual

PARNAÍBA – PI
2018

MARCOS AURÉLIO AYRES DA SILVA

AppGuide: Um sistema vestível para pessoas com deficiência visual

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Biomédicas (PPGCBM) da Universidade Federal do Piauí (UFPI), Campus Ministro Reis Velloso, como requisito para título de Mestre em Ciências Biomédicas.

Orientador: Prof. Dr. Silmar Silva Teixeira

PARNAÍBA
2018

FICHA CATALOGRÁFICA
Universidade Federal do Piauí
Biblioteca Setorial Prof. Cândido Athayde – Campus Parnaíba
Serviço de Processamento Técnico

S586a Silva, Marcos Aurélio Ayres da
AppGuide: um sistema vestível para pessoas com deficiência visual
[manuscrito] / Marcos Aurélio Ayres da Silva. – 2018.
60 f. : il. color.

Impresso por computador (printout).
Dissertação (Mestrado em Ciências Biomédicas) – Universidade
Federal do Piauí, 2018.
Orientação: Prof. Dr. Silmar Silva Teixeira.

1. Tecnologia Vestível. 2. Deficiência Visual. 3. Substituição Sensorial.
4. visuo-auditiva. 5. acuidade visual. I. Título.

CDD: 303.483

MARCOS AURÉLIO AYRES DA SILVA

AppGuide: Um sistema vestível para pessoas com deficiência visual

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em Ciências Biomédicas (PPGCBM) da Universidade Federal do Piauí (UFPI), Campus Ministro Reis Velloso, como requisito para o título de Mestre em Ciências Biomédicas, sob orientação do Prof. Dr. Silmar Silva Teixeira.


APROVADA EM: 03/07/2018

BANCA EXAMINADORA




Prof. Dr. Silmar Silva Teixeira

Universidade Federal do Piauí – *Campus* Ministro Reis Velloso
(Presidente)



Prof. Dr. Gildário Dias Lima

Universidade Federal do Piauí – *Campus* Ministro Reis Velloso
(Membro)



Prof. Dr. Ariel Soares Teles

Instituto Federal do Maranhão – *Campus* Barreirinhas
(Membro)

RESUMO

A visão é o órgão responsável por 80% da informação adquirida pelo ser humano. A ausência da visão provoca prejuízos incalculáveis à vida diária, incluído, deambulação, identificação de cores, percepção de luminosidade e da temperatura ambiente. Embora existam numerosos protótipos e produtos disponíveis para deficientes visuais, nenhum deles é economicamente viável e não reúne vários recursos em um único dispositivo. Neste contexto, o objetivo deste estudo foi desenvolver um sistema vestível (*AppGuide*) que consiste em uma pulseira com vários sensores e um aplicativo para *smartphone*. Para esta proposição, foi desenvolvido uma pulseira em estrutura plástica impressa em impressora 3D, contendo uma placa Arduino Nano, sensor ultrassônico, giroscópio, acelerômetro para a deambulação, sensor para detecção de cores, um resistor dependente de luz para reconhecer a luminosidade e um sensor para informar a temperatura ambiente. A pulseira capta informações do meio ambiente, processa e envia-os para um aplicativo no *smartphone*. O aplicativo trata as informações retransmitindo-as ao usuário via áudio. O aplicativo foi desenvolvido na plataforma *App Inventor* para o sistema operacional Android. Para análise da funcionalidade do sistema foi utilizado a Escala de Usabilidade de Sistemas e um ambiente controlado com seis tarefas (percurso livre e com obstáculo, informação espacial dos obstáculos, cor, luminosidade e temperatura) com seis deficientes visuais de ambos os gêneros. Foi observado que o sistema respondeu a precisão das informações de luminosidade, cor e temperatura com 100% de acerto, enquanto para percurso livre 89% e com obstáculo 80%. Para a informação espacial dos obstáculos houve precisão do sistema de 90%. O escore da Escala de Usabilidade de Sistemas foi de 68,67 demonstrando que o sistema pode ser de rápido aprendizado. Conclui-se que o *AppGuide* é funcional e orienta a navegação no ambiente de forma inteligente e sensível para pessoas com perda de acuidade visual, podendo ser ampliada a eficácia com maior período de adaptação do deficiente visual com o sistema.

Palavras-chave: tecnologia vestível, deficiência visual, substituição sensorial, acuidade visual, visuo-auditiva.

ABSTRACT

Vision is the organ responsible for 80% of the information acquired by the human being. The absence of vision causes incalculable damage to daily life, included, ambulation, identification of colors, the perception of luminosity and ambient temperature. Although there are numerous prototypes and products available to the visually impaired, none of them are economically viable and do not bring together various resources. In this context, the aim of this study was to develop a wearable system (AppGuide) consisting of a bracelet with several sensors and a smartphone application. For this proposition, a plastic structure bracelet printed in the 3D printer was developed, containing an Arduino Nanoplate, ultrasonic sensor, gyroscope, accelerometer, color sensing sensor, a light dependent resistor for the luminosity function and a sensor to inform at room temperature. The bracelet captures information from the environment, processes it, and sends it to an application on the smartphone. The application handles the information by relaying it to the user via audio. The application was developed on the App Inventor platform for the Android operating system. To analyze the functionality of the system, it was used the systems usability scale and a controlled environment with eight tasks (free course and obstacle course taking turns between the walking stick and AppGuide, spatial information of obstacles, color, luminosity, and temperature) with six visually impaired of both genres. It was observed that the system answered the accuracy of the information of luminosity, color, and temperature with an accuracy of 100%, while for free path 89% and with obstacle 80%. For the spatial information of the obstacles, there was the precision of the system of 90%. The System Usability Scale score was 68.67, demonstrating that the system may be of fast learning. It is concluded that AppGuide is functional and guides navigation in the environment in an intelligent and sensitive way for visually impaired, and may be extended the effectiveness with a longer period of adaptation of the visually impaired with the system.

Keywords: wearable technology, visual impairment, sensory substitution, visual acuity, auditory-visuo

LISTA DE FIGURAS

- Figura I Sistema *AppGuide*. Pulseira e Smartphone
- Figura II Sensor Ultrassônico - HC-SR04
- Figura III Placa Arduino Nano ATmega328
- Figura IV Placa GY-521 - Sensor Giroscópio e Acelerômetro
- Figura V Sirene Piezelétrica
- Figura VI Sensor TCS230 - Cor
- Figura VII Representa a tabela de deambulação
- Figura VIII Representa o procedimento para identificação de obstáculos

LISTA DE TABELAS

- Tabela I Resultado da Análise da Interação entre Condição e Trilhas para a Tarefa sem Obstáculos
- Tabela II Resultado da Análise da Interação entre Condição e Trilhas para a Tarefa com Obstáculos
- Tabela III Estatística Descritiva dos Acertos em Relação a Altura dos Obstáculos
- Tabela IV Respostas dos 10 Itens da Escala SUS pelos 6 Participantes
- Tabela V Estatística Descritiva da Escala SUS após o uso do *AppGuide*. O SD Representa o Desvio Padrão e o ER representa o Erro Padrão

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AV	Acuidade Visual
DSS	Dispositivo de Substituição Sensorial
DV	Deficiente Visual
GPS	Sistema de Posicionamento Global
RFID	Identificação por Radiofrequência
TA	Tecnologia Assistiva
AEV	Ajuda Eletrônica de Viagem
PAM	Potencial de Acuidade Macular
TVSS	Sistema de Substituição Visio-tátil

APÊNDICES

Apêndice A – Código da programação do hardware

Apêndice B – Código da programação do aplicativo *AppGuide*

ANEXOS

Anexo A – Características do microcontrolador Arduino Nano

Anexo B – Conversor de frequência de luz de cores programável do sensor TC230

Anexo C – Características do sensor ultrassônico HC-SR04

SUMÁRIO

CAPÍTULO I

1 INTRODUÇÃO	11
1.1 Justificativa	12
1.2 Objetivos.....	12
1.2.1 Objetivo geral	12
1.2.2 Objetivos específicos	12
1.3 Hipótese	13

CAPÍTULO II

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	14
2.1 Acuidade visual	14
2.2 Tecnologia assistiva visual	16
2.3 Dispositivos de substituição sensorial	18
2.4 Tecnologia vestível	22

CAPÍTULO III

3 Artigo em português.....	26
-----------------------------------	-----------

CAPÍTULO IV

4 Artigo em Inglês.....	47
--------------------------------	-----------

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	49
---	-----------

APÊNDICES	54
------------------------	-----------

ANEXOS	60
---------------------	-----------

1 INTRODUÇÃO

A prevalência global de deficiência visual foi estimada em 285 milhões de pessoas, 39 milhões das quais são cegas e 246 milhões têm baixa visão (MANUEL *et al.*, 2015). Estudos com tecnologia assistiva têm focado no desenvolvimento de dispositivos de substituição sensorial (DSS) que possam auxiliar o deficiente visual (STRUMILLO, 2010). Em grande parte, as tecnologias são categorizadas como Ajuda Eletrônica de Viagem (AEVs) e concentram principalmente em ajudar na deambulação no ambiente (SAFFOURY *et al.*, 2016a). Nessa categoria de tecnologia assistiva, são utilizados diversos tipos de sensores, tais como, laser (MILIOS *et al.*, 2003; MEKHALFI *et al.*, 2016), cameras (VELAZQUEZ *et al.*, 2005 e KHENKAR *et al.*, 2016), localizadores de alcance infravermelho (AL-FAHOUM, AL-HMOUD e AL-FRAIHAT, 2013) e sonar (GARCÍA; FONSECA; DURÁN, 2011 e GAO *et al.*, 2015). E nesses casos, as AEVs nas modalidades de feedback auditivo e tátil são as opções mais escolhidas para a substituição sensorial (HOGGAN *et al.*, 2009). Embora o mercado disponibilize uma série de dispositivos para os deficientes visuais, ainda há escassez de soluções que reúnam vários recursos em um só dispositivo.

O custo e o poder computacional têm sido fatores determinantes para o desenvolvimento de dispositivos de substituição sensorial. Muitos estudos propostos têm utilizados quantidades acima de três sensores para auxiliar na deambulação e detecção da posição aérea dos obstáculos, além disso, eles são fixados em variadas partes do corpo. JEONG *et al.* (2016) desenvolveram um AEV, com a função de detecção de objetos com feedback de estimulação tátil. Sete sensores ultrassônicos voltados em diferentes direções detectam obstáculo, enquanto os vibradores no visor tátil estimulam a mão de acordo com a distribuição de obstáculos.

Usar roupas de cores e padrões certos é uma tarefa trabalhosa para pessoas com DV. Essas tarefas são gerenciadas muitas vezes com ajuda de familiares ou com auxílio de etiquetas de plásticos, costura diferenciada em roupas ou uniformes (SAKTHIMANI e HEMALATHA, 2015). Muitas pesquisas foram feitas no campo do reconhecimento de texturas. Mas não são aplicáveis para reconhecimento de padrões de tecido, pois há grande variação no padrão de cores (DHONGADE, 2015).

1.1 Justificativa

Esse estudo se justifica ao facultar ao deficiente visual (DV) um Dispositivo de Substituição Sensorial (DSS) que compense as dificuldades de deambulação e outras atividades diárias. O sistema desenvolvido dará aos DVs, informações sobre detecção de obstáculos, reconhecimento de cores, luminosidade e temperatura ambiente.

1.2 Objetivos

1.2.1 Objetivo geral

Desenvolver um sistema vestível de substituição sensorial para auxiliar os deficientes visuais nas suas atividades diárias.

1.2.2 Objetivos específicos

- Avaliar e compreender o funcionamento dos sensores e suas características;
- Desenvolver uma placa de circuito impresso para fixação dos sensores;
- Desenvolver um programa na linguagem C++ embarcado no microcontrolador
- Desenvolver um aplicativo para o sistema operacional *Android* a ser instalado no *smartphone*.
- Confeccionar uma arquitetura para proteção do circuito, sensores e componentes;
- Avaliar a usabilidade e a precisão das informações geradas pelo *AppGuide*.

1.3 Hipótese

O sistema proposto favorecerá a percepção de forma eficiente dos obstáculos, reconhecimento de cores, percepção da luminosidade e da temperatura ambiente.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Acuidade Visual

A acuidade visual (AV) é a capacidade de discernimento e detalhes das informações espaciais, as quais são sincronizadas por intermédio de vias óticas e neurais (Hayes *et al.*, 2018). A AV é avaliada clinicamente ou por intermédio de equipamentos que determinam o processo de captação visual e a citoarquitetura ocular, como por exemplo o Potencial de Acuidade Macular (PAM) via laser. O PAM é capaz de reconhecer a menor distância entre dois pontos distintos, o que demonstra uma variabilidade na recepção e interpretação de estímulos visuais pelos olhos. Salomão, Mitsuhiro e Belfort (2009), evidenciaram que os testes de acuidade visual são essenciais no diagnóstico de problemas de visão, o qual refere-se ao espectro que inclui a baixa visão (miopia e hipermetropia) e a cegueira.

A baixa visão é uma mudança na capacidade funcional do sistema visual devido a fatores como redução considerável da acuidade visual e do campo visual, sensibilidade a contrastes e restrições de outras capacidades de interpretação espacial (ZIMMERMAN, LUST e BULLIMORE, 2011). Dessa forma, pode progredir à cegueira ou perda total da visão devido a malformações oculares como glaucoma e catarata congênito, as quais possuem fundo multifatorial e metabólico (GUO *et al.*, 2017). Indivíduos que nascem com a visão normal e no decorrer do tempo a perde, guardam memórias visuais, sendo capazes recrutar informações pertinentes a plano espacial, formas e cores, bem como imagens e expressões faciais. Este ocorrido, é um fator que favorece o processo de readaptação somatossensorial. No entanto, indivíduos

que nascem desprovidos de visão, nunca poderão formar uma memória visual por não possuírem informações armazenadas na memória de longo prazo (Brady *et al.*, 2008).

Desse modo, o processo de readaptação sensorial independente da visão é associado a maquinaria de integração neural e homeostase de atividades de neurotransmissão a fim de que o hipocampo, desempenhe sua função associada com a formação, retenção e evocação da memória consolidada enquanto o indivíduo era provido de visão (KWOK *et al.*, 2012; EICHENBAUM, 2013). Assim, indivíduos sem acuidade visual apresentam limitações em processar, interpretar e conseqüentemente, consolidar as informações visuais na memória. Ranganath *et al.* (2004), destacam que a capacidade de reter a informação visual tem como base um modelo interno que pode ser modificado ou ter sua velocidade ajustada mediante o processamento de estímulos visuais. Além disso, essa retenção pode estar associada ao comprometimento do sistema occipitohipocampal (EICHENBAUM, 2013).

A perda da AV pode levar a dificuldades nas atividades da vida diária, além de riscos de acidentes em todo o âmbito sócio demográfico (Guo *et al.*, 2017). Nesse caso, as tecnologias assistivas têm se tornado fundamentais para proporcionar a independência, segurança e aumentar a qualidade de vida dos DVs (HAKOBYAN *et al.*, 2013). Blum *et al.* (2017), propuseram um modelo de integração de três fatores necessários para um sistema implantável de tecnologia assistiva baseado em um dispositivo de commodity, uso de um ponto de interesse mundial de banco de dados pré-existente (POI) e um meio de renderizar o ambiente de navegação do aplicativo ISAS (Serviços de Áudio In Situ) baseado na locomoção do indivíduo cego. Os resultados demonstram que é permitido que o deficiente visual explore o ambiente urbano e com obstáculos espaciais sem a necessidade de acompanhamento (BLUM *et al.*, 2017).

O desenvolvimento de implantes cocleares e próteses de membros são exemplos de como esse campo pode restaurar a função de indivíduos com significativo comprometimento sensorial e motor (SCHULZ, 2016). Lewis *et al.* (2015) avaliaram as possíveis opções de tratamento que incluem dispositivos biônicos com estimulação elétrica das vias visuais. Os resultados mostram fragilidade e falta de aprimoramento na inserção de eletrodos, aperfeiçoamento dos parâmetros de estimulação elétrica que podem interferir na resposta dos pacientes em relação aos eletrodos implantados. Neste contexto, a tecnologia é indispensável para maior independência dos DVs, facilitando a qualidade de vida em decorrência das restrições ocupacionais (HAKOBYAN *et al.*, 2013). Dessa maneira, a implementação de estudos que auxiliam na qualidade de vida de portadores de baixa AV diminui os impactos sociais e auxilia na construção de uma população mais produtiva e independente.

2.2 Tecnologia assistiva visual

As tecnologias assistivas são recursos e serviços que promovem a manutenção ou o aprimoramento das capacidades funcionais das pessoas com deficiência, permitindo-lhes mais independência nas atividades diárias (KOUROUPETROGLOU, PINO e RIGA, 2017). Os deficientes visuais enfrentam vários problemas de acessibilidade pela ausência de informações do ambiente, prejudicando seu deslocamento, uma vez que, as barreiras físicas tornam-se obstáculos à sua locomoção (UDDIN e SUNY, 2015). Os recursos tecnológicos alternativos tem o objetivo de mitigar a dificuldade na relação do DV com o ambiente, fornecendo aprimoramentos ou alterando métodos para realização de suas tarefas cotidianas (RAMIREZ *et al.*, 2011).

Os DVs enfrentam uma variedade de obstáculos à inclusão social, assim sendo, as pessoas com alguma limitação tem a autonomia dificultada e, em algumas ocasiões, recorrem a algum tipo de tecnologia assistiva; como exemplo, a tecnologia assistiva motora que ampara pessoas com paralisias cerebral com postura e movimentos afetados (ZUPAN e JENKO, 2012).

Estudos sobre tecnologia assistiva têm sido desenvolvidos nos últimos anos (CHENG, 2016; TANVEER, HASHEM e HOSSAIN, 2016). Dentre eles, um sistema com base em *hardware* e *software* de baixo custo fornece *feedback* por intermédio de um sistema fixado na cintura para avisar sobre obstáculos (ZÖLLNER *et al.*, 2011). Outra proposta, foi o desenvolvimento de um sistema utilizando câmera de profundidade para detectar objetos próximos. Neste caso, a distância foi representada por um brilho em tela instalada perto dos olhos do DV. A maioria das pessoas que utilizaram o dispositivo responderam positivamente quanto à distância dos objetos em seus campos de visão central e periférico (HICKS *et al.*, 2013).

No trabalho de Manuel *et al.* (2008), foi criado um algoritmo que captura os dados de uma cena com tecnologia 3D e obtém medidas reais através de sensores de orientação(magnetômetro e acelerômetro), contidos em *smartphone* para informar ao DV os obstáculos. Embora o *smartphone* incorporado a câmera 3D tenha sido uma limitação para melhores resultados, os resultados demonstraram que sensores de orientação podem auxiliar a identificação de obstáculos pelo DV. Isto demonstra que na ausência da visão, a apreensão de informações do ambiente por intermédio de outras vias sensoriais é uma alternativa, principalmente, por intermédio do tato e da audição.

Lodh, Subramaniam e Paswan (2017), desenvolveram um dispositivo com tecnologia de baixo custo e *feedback* tátil montado em uma bengala para detectar obstáculos. Os resultados indicaram que o dispositivo representa uma melhoria em

termos de desempenho, facilidade de uso, acessibilidade e simplicidade. Além disso, os autores implementaram um outro dispositivo para detectar e alertar a presença de obstáculos com base no uso de sensores ultrassônicos. As informações foram processadas e transmitidas para o usuário por vibração (*feedback* tátil) garantindo um protótipo fácil de usar, confortável e com confiabilidade nas informações.

Outros estudos trouxeram a proposta para o reconhecimento de cores de roupas. Medeiros *et al.* (2017), usaram uma câmera montada no dedo do usuário para investigar o reconhecimento de textura e cores usando imagens. Os autores concluíram que poderiam treinar o sistema para reconhecer peças de vestuário personalizadas e ajudar na independência do DV. Rini e Thilaga (2015) também propuseram o reconhecimento de padrão e cores de roupas. Eles usaram câmera com técnica de processamento de imagem e algoritmos para reconhecer os padrões o que facilitou o recebimento de grande conjunto de dados e reduziu o número de amostras, facilitando o uso do sistema pelo DV.

2.3 Dispositivos de substituição sensorial

Tem-se observado um crescente aumento de pesquisas que desenvolvem tecnologias a fim de otimizar a vida diária de pessoas com DV e promover a inclusão social (KASTRUP *et al.*, 2009; LOPES, 2009; PEREIRA, 2006). A maioria dessas tecnologias, são embasadas nos princípios da substituição sensorial, nas quais o tato e/ou a audição tornam-se os principais canais de informações do mundo externo na ausência da visão (LOBO *et al.*, 2018). A substituição sensorial pode ser executada de dois modos: por sistemas invasivos e não invasivos (AUVRAY, 2004). Os sistemas invasivos estão relacionados à prática de substituição por meio de intervenções cirúrgicas (por exemplo, as próteses de retina e a estimulação direta do córtex), já os

sistemas não invasivos são os recursos como a bengala e os de tecnologia. Durette (2009), diferencia os dois tipos de processos de substituição sensorial não invasivo: a substituição visuo-tátil e a substituição visuo-auditiva, a fim de atenuar as dificuldades provenientes da ausência do sentido da visão.

O processo do movimento humano depende dos órgãos sensoriais, bem como da memória, para obtenção de informações sobre objetos, como rotação, translação, direção, distância e localização (CASSINELLI *et al.*, 2014). Dispositivos de substituição sensorial (DSS) fornecem uma abordagem não cirúrgica e flexível para a reabilitação (MURPHY *et al.*, 2016). Os DSSs foram desenvolvidos com o objetivo de auxiliar pessoas com privação sensorial (GIBSON, 1978) mas ainda são utilizados em pesquisa e não tornou-se um utilitário para os DVs (ELLI, BENETTI e COLLIGNON, 2014). Os DSSs são dispositivos que fornecem algum tipo de estímulo aos sentidos remanescentes em favor daquele lesionado. Arnold *et al.* (2017), revisaram alguns estudos para tentar compreender as diferenças individuais na otimização e aprendizagem dos DSS. Eles concluíram que a receptividade dos DSS pelos DVs é concebida como uma experiência multisensorial que envolve processos cognitivos pré-existentes de cada indivíduo.

Dentre os sentidos, o mais utilizado como *feedback* pelos DVs, o tato e a audição são os substituidores visuais para guiar o DV, principalmente com o auxílio de DSS (ADEBIYI *et al.*, 2017). Em especial, o tato é capaz de captar informações em toda sua completude dependendo das dimensões do objeto e permite o acesso a uma informação, mas não na mesma amplitude do campo visual (MERLEAU-PONTY, 1999), o que pode comprometer a precisão dos DVs nesse tipo de substituição (AMIRALIAN, 2009). A acuidade vibrotátil é importante, no entanto, como tal estimulação é usada em muitas aplicações, incluindo dispositivos de substituição

sensorial. Testes de discriminação da estimulação vibrotátil a partir de motores de massa rotativa excêntrica com vibração no plano, lançam uma nova luz sobre a sensibilidade vibrotátil que podem ser úteis no projeto de dispositivos que transmitem informações através da estimulação vibrotátil aos Dvs (JÓHANNESSON *et al.*, 2017). Um dos dispositivos táteis para DVs mais conhecidos é o *Tactile Vision Substitution System* criado por Paul Bach-y-Rita, da Universidade de Wisconsin, em 1963. Esse dispositivo tem por objetivo transformar imagens visuais em imagens táteis (MAIDENBAUM *et al.*, 2014). Além disso, há o sistema mais acessível e conhecido de substituição visuo-tátil que é o Sistema Braille (WILLIAMS *et al.*, 2011; SAMPAIO, 2013), usado comumente no processo de alfabetização de crianças cegas. Neste, as letras, que são informações visuais, são convertidas em informações táteis através da combinação de seis pontos em alto relevo.

Já a substituição sensorial pela audição é mais utilizada pelos DVs na experimentação ambiental. No estudo de Riahi *et al.* (2017), foi desenvolvido uma ferramenta (VBTones) que converte dados visuais em saída auditiva, em que cada linha de imagem é atribuída a uma frequência sonora específica, e a amplitude do som, é referida ao brilho do pixel. Essa ferramenta forma um som contínuo feito de ondas de coluna única que são a soma de múltiplas ondas sinusoidais de diferentes amplitudes e frequências relacionadas a pixels específicos. Kolarik *et al.* (2017), analisaram o comportamento entre indivíduos com e DV quando contornavam obstáculos sob orientação auditiva ou SSD. O resultado demonstrou que os DVs com ecolocalização aprimorada deambularam melhor daqueles sem DV. Além disso, Alfaro *et al.* (2015), desenvolveram um DSS (*Eyeborg*) para indivíduos daltônicos, que permite que as cores sejam percebidas como sons. Eles estudaram a plasticidade potencial do cérebro e os

resultados podem esclarecer as potenciais alterações cerebrais associadas ao uso do DSS.

Nesse contexto, uma multiplicidade de sistemas de navegação portáteis ou vestíveis tem sido desenvolvidas para auxiliar DVs durante a navegação em ambientes internos ou externos, conhecidos ou desconhecidos (DAKOPOULOS e BOURBAKIS, 2010). Por exemplo, Al-Shehabiet *al.* (2014) desenvolveram um protótipo para pessoas DVs, a fim de facilitar a independência em ambientes internos desconhecidos. Eles usaram um *feedback* tátil para transmitir os comandos para o usuário e obtiveram uma avaliação boa do protótipo. Nada, Fakhr e Seddik (2015) desenvolveram uma solução (*Smart Stick*) para melhorar a mobilidade de pessoas DVS. A Solução Stick usa tecnologia vestível proporcionado uma solução leve, barata e fácil de usar com resposta rápida e baixo consumo de energia. Os resultados experimentais alcançam boa precisão e capacidade de detectar os obstáculos.

Outros recursos como a bengala branca, sorobã, reglete, embora de baixa tecnologia, podem ser considerados recursos que buscam auxiliar os DVs com base nos princípios de substituição sensorial. Leitores de tela de computador, como o DOSVOX e o *Virtual Vision, Jaws*, por exemplo, podem ser classificados como recursos de substituição visuo-auditiva. Os exemplos de SSD citados são direcionados, principalmente, para apropriação da leitura e escrita principalmente. Adicionalmente, encontra-se disponível SSD que visam auxiliar atividades de vida diária relacionadas à orientação e locomoção das pessoas com deficiência visual, como por exemplo, o The vOICE, criado pelo pesquisador Peter B. L. Meijer, na Holanda em 1982 (MEIJER, 2015).

2.3 Tecnologia vestível

O termo *wearable technology* representa a aplicação de uma tecnologia vestível no cotidiano. Apesar de ainda pouco usual, sua popularização se dá à medida que surgem novos projetos (QIU, WANG e XIE, 2017). Esta tecnologia vestível é caracterizada por eletrônicos e computadores integrados a roupas e outros acessórios, tal como pulseiras e relógios, que são usados de forma prática e confortável (WRIGHT; KEITH, 2014). Embora essa tecnologia mostre grande influência na moda e no entretenimento (WANG, *et al.*, 2018), elas têm impacto nas áreas de saúde, monitorando frequências respiratórias e de pulsos cardíacos (XIN *et al.*, 2014), ou em forma de eletrocardiograma móvel vestível (TSENG *et al.*, 2014).

A *wearable* iniciou um novo tipo de interação humano-computador com rápido desenvolvimento de tecnologia da informação e comunicação, onde se distinguem dos computadores portáteis, como *laptops* pequenos ou *desktop* (LEE *et al.*, 2016). Logo, qualquer dispositivo usado no corpo que forneça serviços enquanto o usuário realiza outras tarefas são considerados *wearables* (CECCHINATO, COX e BIRD, 2015). E ainda, roupas ou acessórios que incorporam computadores, software, eletrônicos e sensores facilmente no corpo humano (CHOI, HWANG e LEE, 2017).

Para as pessoas com deficiência motora, a tecnologia vestível vem sendo desenvolvida com o intuito de auxiliar e permitir a melhoria na qualidade de vida e independência nas atividades diárias. Dentre os estudos que visam auxiliar a marcha de pacientes com doença de Parkinson (BATTISTA e ROMANIELLO, 2018). Schwenk *et al.* (2015), propuseram examinar e avaliar a marcha, equilíbrio e atividade física em níveis de fragilidade usando sensores vestíveis com o propósito de evitar a alta incidência e prevalência de quedas. Em outro estudo, Mazilu *et al.* (2015) apresentaram um sistema vestível para o apoio de pessoas com doença de Parkinson e congelamento

da marcha. O sistema foi projetado para uso independente, permitindo treinamento motorizado e assistência de marcha em casa e em outros ambientes não supervisionados.

Woodberry *et al.* (2015), apresentaram um protótipo chamado SenseCam, uma pequena câmera vestível, que registra eventos na vida dos pacientes com Alzheimer. Os pesquisadores revisaram imagens que foram armazenadas durante duas semanas. Ao longo de três meses após o evento, quatro em cada cinco pacientes lembraram significativamente mais detalhes dos eventos com o uso da *SenseCam*, enquanto outros pacientes não apresentaram diferença significativa. Com relação à síndrome de Rett, Fabio *et al.* (2016) investigaram se os comportamentos e a atividade cerebral foram modificados por treinamentos. Para executar esta investigação os pesquisadores utilizaram um rastreador ocular padrão ouro e um equipamento de EEG vestível. O resultado indicou efeito positivo dos treinamentos cognitivos em longo prazo com parâmetros cerebrais e comportamentais.

Portadores de deficiência auditiva estão expostos ao perigo, uma vez que eles não podem estar cientes de muitas situações, sinalizadas por sistemas sonoros, como alarmes de incêndio e buzinas. Yaganoglu e Kose (2017), desenvolveram um sistema vestível para detectar a direção e proximidade de sons. O sistema vestível desenvolvido possui quatro entradas de microfone, duas saídas de motor de vibração e quatro tomadas de diodo emissor de luz. A vibração de motores colocados nas pontas dos dedos direito e esquerdo permite a indicação da direção do som através de frequências de vibração específicas.

Estudos para DVs são frequentes com o objetivo de buscar soluções que os facilitem na educação, escolha de produtos em prateleiras, navegar na Internet, independência para ir e vir em lugares conhecidos e desconhecidos e até mesmo para

combinar roupas (PATIL, JAWADWALA e SHU, 2018; LEE *et al.*, 2018 e JIANG *et al.*, 2018). Em geral, os estudos para a deambulação independente e a detecção de cores, direcionam o desenvolvimento de tecnologia e dependente dos avanços em diferentes áreas, tais como a de materiais, sensores, coleta de energia, eletrônica e tecnologias de informação para transmissão e análise de dados (ZHENG *et al.*, 2014). Mohamed Kassim *et al.* (2016), apresentaram óculos com implementação para detecção de obstáculos. Os resultados demonstraram que o dispositivo foi capaz de detectar obstáculos em nível da cabeça, proporcionando uma caminhada mais segura. Da mesma forma, Lee, Kim e Shin (2016) propuseram um sistema vestível para ajudar na caminhada dos DVs. Eles utilizaram múltiplos sensores ultrassônicos para evitar obstáculos no caminho. O protótipo, com interface interativa para o usuário, apresentou eficiência e segurança na orientação dos DVs.

Outrossim, Krishna *et al.* (2005), demonstraram um protótipo vestível, *iCare Interaction Assistant*, que visa facilitar as interações sociais de pessoas DVs. O *iCare* é composto por óculos com câmera, capaz de aprender e reconhecer rostos, permitindo ao usuário iniciar conversas com pessoas próximas. Os resultados demonstraram que o sistema melhora a interação das pessoas. Chaudhry e Chandra (2017), apresentaram um sistema de tecnologia assistiva mais simples para detecção e reconhecimento de face, mas com implementação para *smartphones* e dispositivos portáteis com *feedback* auditivo.

Embora o uso de *smartphone* seja comum com telas sensíveis ao toque, os aplicativos não são fáceis de usar para pessoas com DV. Mesmo assim, os *smartphones* tem sido incorporados nos sistemas vestíveis como parte integrante (CHEN *et al.*, 2015). O aumento dos sistemas vestíveis integrados ao *smartphone* se dá pela infinidade

de aplicações que o celular podem potencializar nas tarefas diárias dos DVs (SAFFOURY *et al.*, 2016b).

3.1 Artigo em Português

AppGuide: Um sistema vestível para pessoas com deficiência visual

Marcos Ayres¹, Gildário Lima¹, Ariel Soares Teles¹, Valécia Carvalho^{1,3}, Victor Marinho¹, Pedro Ribeiro³, Bruna Velasques³, Silmar Teixeira^{1,2}

¹ Neuro-innovation Technology & Brain Mapping Laboratory, Federal University of Piauí, Parnaíba, Brazil.

² Master Program in Biotechnology, Federal University of Piauí, Parnaíba, Brazil.

³ Brain Mapping and Sensory Motor Integration Laboratory, Institute of Psychiatry of Federal University of Rio de Janeiro, Brazil.

***Corresponding Author:** Marcos Ayres, Universidade Federal do Piauí, Parnaíba, Brasil. – Av. São Sebastião, 2819 – Bairro São Benedito- Parnaíba, Piauí, CEP: 64202-020- Brasil. Tel.: +55 86 99986-8712 - E-mail: marcosayres.brasil@gmail.com.

Resumo

A visão é o órgão responsável por 80% da informação adquirida pelo ser humano. A ausência da visão provoca prejuízos incalculáveis à vida diária, incluído, deambulação, identificação de cores, percepção de luminosidade e da temperatura ambiente. Embora existam numerosos protótipos e produtos disponíveis para deficientes visuais, nenhum deles é economicamente viável e não reúne vários recursos. Neste contexto, o objetivo deste estudo foi desenvolver um sistema vestível (*AppGuide*) que consiste em uma pulseira com vários sensores e um aplicativo para *smartphone*. Para esta proposição, foi desenvolvida uma pulseira em estrutura plástica impressa em impressora 3D, contendo uma placa Arduino Nano, sensor ultrassônico, giroscópio, acelerômetro, sensor para detecção de cores, um resistor dependente de luz para a função da luminosidade e um sensor para informar a temperatura ambiente. A pulseira capta informações do meio ambiente, processa e envia-os para um aplicativo no *smartphone*. O aplicativo trata as informações retransmitindo-as ao usuário via áudio. O aplicativo foi desenvolvido na plataforma *App Inventor* para o sistema operacional Android. Para análise da funcionalidade do sistema foi utilizado a escala de usabilidade de sistemas e um ambiente controlado com oito tarefas (percurso livre e com obstáculo revezando entre bengala e *AppGuide*, informação espacial dos obstáculos, cor, luminosidade e temperatura) com seis deficientes visuais de ambos os gêneros. Foi observado que o sistema respondeu a precisão das informações de luminosidade, cor e temperatura com acurácia de 100%, enquanto para percurso livre 89% e com obstáculo 80%. Para a informação espacial dos obstáculos houve precisão do sistema de 90%. O escore da Escala de Usabilidade de Sistemas foi de 68,67 demonstrando que o sistema pode ser de rápido aprendizado. Conclui-se que o *AppGuide* é funcional e orienta a navegação no ambiente de forma inteligente e sensível para pessoas com deficiência visual, podendo ser ampliada a eficácia com maior período de adaptação do deficiente visual com o sistema.

Palavras-chave: tecnologia vestível, deficiência visual, substituição sensorial, acuidade visual, visuo-auditiva

Abreviaturas

DLP	Dispositivos localizadores de posição
AEO	Auxílios eletrônicos de orientação
AEV	Auxílios eletrônicos de viagem
GPS	Posicionamento global de sistemas
DV	Deficiente visual
GND	Circuito negativo
DMP	Processador digital de movimentos
LDR	Resistor dependente de luz
CMOS	Semicondutor complementar de óxido metálico

1 Introdução

A Organização Mundial de Saúde, apresenta que aproximadamente 285 milhões de pessoas sofrem de alguma deficiência visual, destes, 39 milhões são cegas e 246 milhões têm baixa visão. Estes dados demonstram a necessidade de ampliar a tecnologia em sistemas que facilitem a vida do deficiente visual. Em geral, tem sido desenvolvido sistemas em três categorias: dispositivos localizadores de posição (DLP), auxílios eletrônicos de orientação (AEO) e auxílios eletrônicos de viagem (AEV).

Shahu e Shinko (2017), propuseram um protótipo DLP com sensores ultrassônicos, componentes para posicionamento global (GPS) e uso de comunicação de dados móveis. Embora o sistema tenha apresentado bom desempenho, houve restrição para utilização em áreas fechadas devido à falta de exatidão na localização. Waqar, Chen e Vardy (2016), desenvolveram um sistema de localização que utiliza informações de movimento dos sensores de acelerômetro, magnetômetro e giroscópio do *smartphone* para detectar etapas e estimar mudanças de direção do usuário, mas não detectam obstáculos.

No AEO desenvolvido por Kammoun *et al.* (2011), foram incluídos pontos de referência não visuais e pontos de interesse que são usados como características ambientais, as quais melhorou a representação espacial para os DVs e as marcações de obstáculos, mas não apresentou uma resposta em tempo real ao usuário. Além disso, Farcy *et al.* (2006), desenvolveram um sistema utilizando sensor de GPS que informava ao usuário a direção e distância para o próximo ponto. Embora o sistema tenha tido uma boa funcionalidade, ele só pode ser utilizado para treinamentos de mobilidade e orientação. Quando Pereira *et al.* (2015), desenvolveram um AEV com sensores ultrassônicos sem fio posicionados ao corpo dos DVs, eles observaram que a aplicação dos sensores em várias partes do corpo, dificulta a usabilidade do sistema. Além disso,

outro sistema com sensor acoplado na bengala, para auxiliar na detecção de obstáculos apresentou uma redução na faixa de detecção de obstáculos pelo sensor (CARDILLO *et al.*, 2018).

A escassez de um único sistema com vários recursos tecnológicos direcionados para os DVs, levou-nos a desenvolver um sistema com base na categoria AEVs direcionado à detecção e identificação de posição aérea de obstáculos, reconhecimento de cor, luminosidade e temperatura ambiente, com comunicação com aplicativo para o *smartphone*, a fim de enviar ao usuário, por via sonora, as informações captadas pelos sensores.

2 Material e Métodos

2.1 O *AppGuide*

O *AppGuide* é um sistema composto por uma pulseira e um aplicativo para *smartphone* (Figura I). Para o desenvolvimento do sistema foi incorporado uma fonte de alimentação de 7,4 volts com conexão de duas baterias em série, com 3,7 volts de carga por bateria. Utilizamos um sensor ultrassônico modelo HC-SR04. A distância mínima calculada foi de 0,3m e a máxima de 4 metros com ângulo de 30°. A ligação do sensor com o microcontrolador Arduino foi realizada em quatro terminais - Vcc, Trig, Echo e Ground (GND), com um pulso de 10 μ s indicando o início da transmissão dos dados e com 8 pulsos de 40 KHz enviados, com o sensor aguardando o retorno do sinal para determinar a distância entre o sensor e o objeto (Figura II).



Figura I - Sistema *AppGuide*. Pulseira eSmartphone

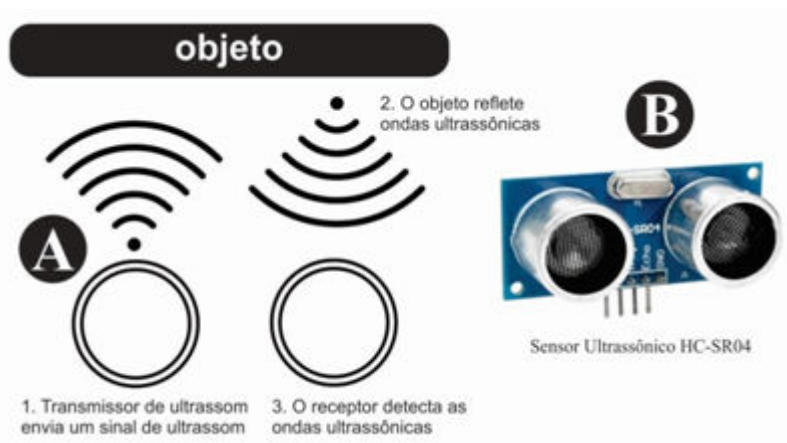


Figura II - Sensor ultrassônico - HC-SR04

Para o cálculo da distância entre o sensor e o obstáculo, desenvolvemos uma função de distância incluída no algoritmo do sistema *AppGuide*, com a utilização do comando FOR com repetição de 10 vezes para o cálculo da distância no intuito de resolver a instabilidade na leitura do sensor.

Foi utilizado a placa Arduino Nano que possui 14 pinos digitais e 8 pinos analógicos como entrada e saída (plataforma de microcontrolador com base no *Atmega328*), com 16 KB de memória flash para armazenamento de código (sketch), 2 KB de SRAM e 1 KB de EEPROM. Os pinos digitais possuem o limite de 40mA de corrente na ligação de sensores, enquanto os pinos analógicos disponibilizam valores de

conversão entre 0 a 1023. A placa Arduino nano possui *clock* com resolução de 10 bits(RASHID *et al.*, 2017) (Figura III).



Figura III - Placa Arduino Nano ATmega328

Também utilizamos uma placa GY-521 com o sensor MPU-6050 que combina três eixos de giroscópio e três eixos de acelerômetro juntamente com um processador digital de movimento, com protocolo I²C para transmissão de dados(FEDOROV *et al.*, 2015). Neste contexto, utilizamos os recursos do giroscópio para monitorar a orientação, direção, movimento angular e rotação. Além disso, um sensor que permite medições entre -40 e +85 °C foi incorporado ao circuito integrado (KOS, GRODZICKI E WASIELEWSKI, 2018) (Figura IV).

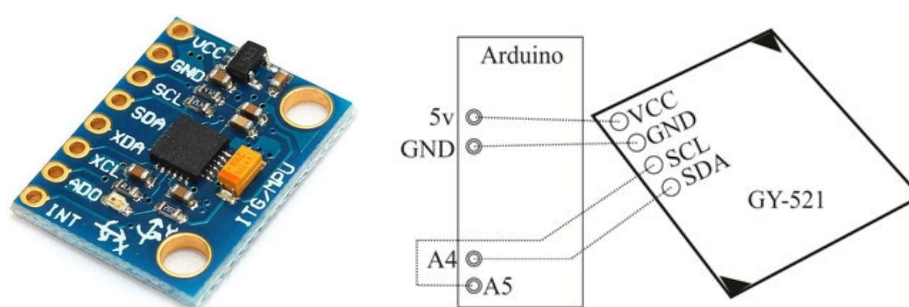


Figura IV - Placa GY-521 - sensor de giroscópio e acelerômetro

Uma sirene piezoelétrica com 12,7 mm de diâmetro e 6 mm de espessura foi integrada ao sistema afim de sinalizar as funções do sistema *AppGuide*. Essa sirene foi

fixada na pulseira e está interligada na placa Arduino (Figura V). Essa sirene gera *beep's* para cada função programada na pulseira.

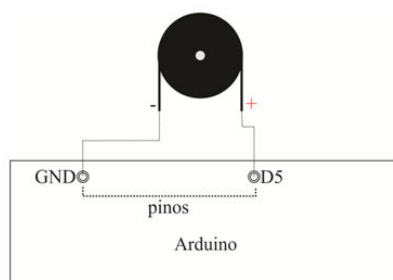


Figura V - Sirene Piezoelétrica

Além disso, um Resistor Dependente de Luz LDR sensível à intensidade da luz ambiente (DAIMIWAL, SUNDHARARAJAN e SHRIRAM, 2014) foi integrado ao sistema com dois níveis, claro ou escuro. Finalmente, um sensor TCS230 com matriz 8 x 8 com os filtros vermelho, verde e azul foram distribuídos uniformemente pelo semicondutor complementar de óxido metálico (CMOS). A luz gerada pelos *leds* do sensor TCS230 propagam em direção ao orifício da caixa da pulseira, onde foi posicionado o objeto e a luz refletida do objeto é captada pelo sensor, como retorno, que transforma essa informações em 0 e 1 corresponde aos componentes Vermelho (R), Verde (G) e Azul (B) do sistema de cores RGB (Figura VI).



Figura VI - Sensor TCS230 - cor

Para a programação do microcontrolador Arduino (Sketch), utilizou-se a plataforma de programação em linguagem C. O programa gerado para o Arduino é compilado em linguagem de máquina e transferido para o microcontrolador.

O aplicativo para o *smartphone* foi desenvolvido para o sistema operacional *Android*. Na tela inicial do aplicativo estão expostos todos os botões com os principais comandos do aplicativo, conexão com o *bluetooth*, detectar obstáculos, detectar cores, luminosidade e temperatura ambiente. O aplicativo usa a conexão *Bluetooth* do *smartphone* para a comunicação com a pulseira.

2.2 Amostra

Foram selecionados seis participantes com cegueira total, sendo três homens e três mulheres com idade de 20 a 50 anos e divididos em duas condições para a análise da deambulação (com bengala vs. *AppGuide*) de forma randomizada e contrabalanceada em uma taxa de 1:1. Não houve morte amostral.

2.3 Procedimento experimental

Os participantes realizaram sob orientação e supervisão do pesquisador, quatro horas de treinamento com o sistema *AppGuide* com oito tarefas, sendo: (1) percorrer um circuito sem obstáculos fazendo uso da bengala; (2) percorrer o circuito com obstáculo e uso de bengala; (3) percorrer um circuito sem obstáculos com o uso do *AppGuide*; (4) percorrer o circuito com obstáculos utilizando o *AppGuide*; (5) identificar obstáculos aéreos; (6) identificar a luminosidade; (7) identificar as cores e (8) identificação da temperatura ambiente.

Para a tarefa de obstáculos com e sem bengala ou *AppGuide*, os participantes percorreram um circuito de 16 metros por 5 vezes (trilhas) (veja a figura VII). O tempo de percurso foi marcado com o cronometro do *smartphone Samsung* modelo J7.

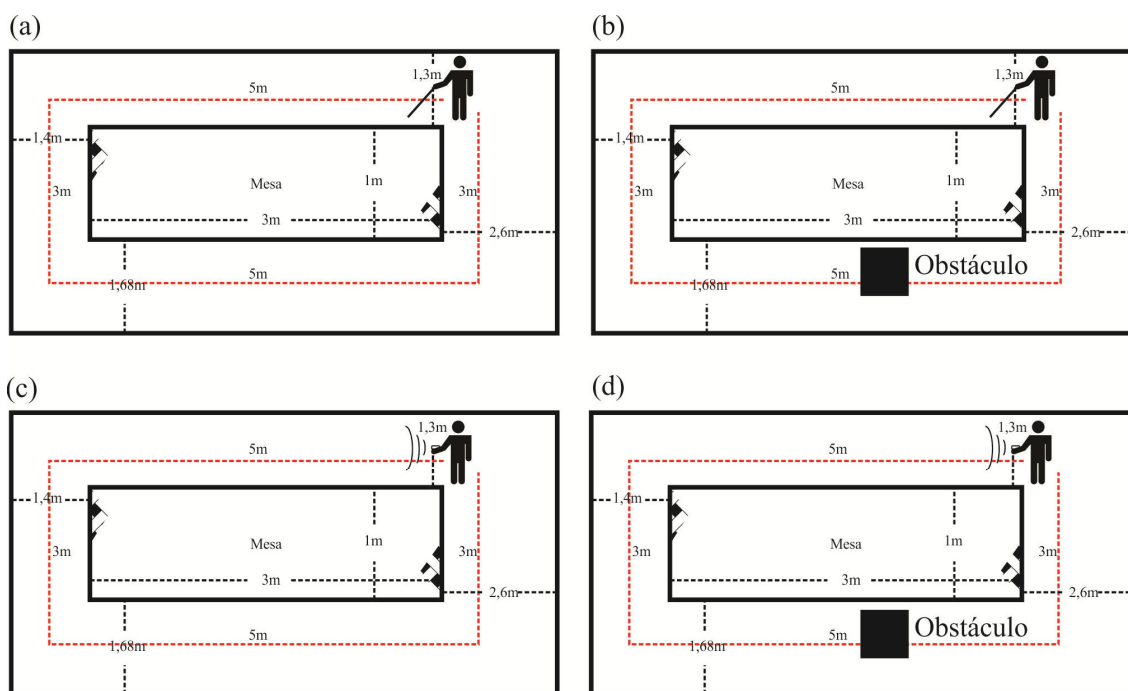


Figura VII: Representa a tarefa de deambulação. O pontilhado vermelho sinaliza o percurso. As tarefas foram organizadas da seguinte forma: (a) percurso com bengala sem obstáculo, (b) percurso com bengala e com obstáculo, (c) percurso com *AppGuide* sem obstáculo e (d) percurso com *AppGuide* e com obstáculo.

A identificação de obstáculo aéreo foi realizada em três diferentes alturas a partir da referência de 90° de flexão da articulação gleno-umeral, que pertinente a placa GY-521 representa 0° , a uma distância de dois metros entre a base de suporte do participante e o obstáculo, distribuídas da seguinte forma: a primeira, a partir do 0° da placa GY-521, o obstáculo encontrava-se entre 10° a 28° . A segunda entre -10° a 10° e a terceira entre -10 a -28 (Figura VIII).

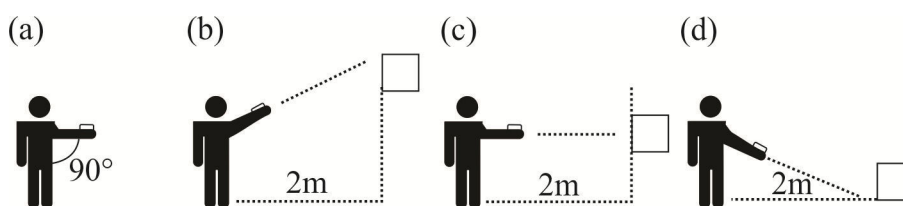


Figura VIII: Representa o procedimento para identificação de obstáculos (a) referência, (b) acima da referência, (c) na altura da referência e (d) abaixo da referência.

Ao final de cada etapa do percurso com bengala e sem obstáculo, era apagado a luz do ambiente manualmente pelo pesquisador e o sistema automaticamente identificava a nova condição, nesse caso, era observado os acertos ou erros da

informação do sistema ao usuário. Na tarefa de identificação de cores, os participantes aproximavam a pulseira em retalhos de tecidos com cores variadas em três tonalidades pré-estabelecidas (branco, verde e laranja), esta tarefa foi realizada por cinco vezes. Durante a tarefa foi observado os acertos e erros dos participantes. A tarefa de identificação de temperatura, foi realizada nos intervalos dos testes, onde o participante era solicitado a ativar a função, o sistema emitia a informação da temperatura ambiente e o pesquisador comparava a informação fornecida pelo sistema com a temperatura ambiente registrado por um termômetro analógico com precisão de medição $\pm 1^\circ \text{C}$ e faixa de medição de temperatura entre -20 a 50°C , marca TH e modelo TH108.

Nós utilizamos a *System Usability Scale* (SUS) a fim de verificar de forma rápida e fácil a avaliação subjetiva de um usuário sobre a usabilidade de um produto (BROOKE, 1996; BANGOR, KORTUM e MILLER, 2008). A escala SUS é composta por 10 itens e cada item pontua entre 0 e 4. Esse valor é calculado diferentemente para as afirmações ímpares e pares. Para os itens ímpares é subtraindo 1 do valor correspondente da posição da resposta e para os itens pares o valor 5 é subtraído do valor da posição da resposta. A pontuação máxima no SUS é de 100 pontos. Para evitar quaisquer vieses, os itens são alternados entre ímpares e pares (Tabela VI). As perguntas são estruturadas de forma que a equação abaixo (Equação 1) é utilizada para calcular o escore geral (ADEBIYI *et al.*, 2017).

$$SUS = \left[\sum (Scores_{\text{números ímpares}} - 1) + \sum (5 - Scores_{\text{números pares}}) \right] * 2.5 \quad (1)$$

2.4 Análise Estatística

Para compreender a distribuição dos dados da escala SUS realizamos medidas de tendência central e de dispersão. Dois testes de *Kruskal-Wallis* foram realizados a fim de analisar a diferença entre o acerto do *AppGuide* na identificação de três alturas e

entre as três alturas e as trilhas. Duas *two-way* A NOVA de medidas repetidas foram realizadas para analisar o desempenho dos participantes em relação ao tempo de deambulação no percurso com e sem obstáculos. Foram considerados os fatores condição (bengala vs. *AppGuide*) em cinco trilhas (cada trilha refere-se a uma volta do percurso). Os pressupostos das análises obedeceram aos critérios dos testes de Mauchly's e o procedimento de *Greenhouse-Geisser* (G-Ge). A normalidade dos dados foi previamente verificada pelo teste de *Kolmogorov-Smirnov*. Para a interação de dois fatores houve a divisão dos grupos com a análise dos fatores dentre sujeitos seguidos do teste de *post hoc* com correções de *Bonferroni* ($p < 0,025$). O tamanho do efeito foi estimado como Eta parcial ao quadrado ($\eta^2 p$). A magnitude do efeito foi interpretada utilizando as recomendações sugeridas por Hopkins *et al.* (2009): 0,0 = trivial; 0,2 = pequeno; 0,6 = moderado; 1,2 = grande; 2,0 = muito grande; 4,0 = quase perfeita. A probabilidade de 5% para o erro tipo I foi adotada em todas as análises ($p \leq 0,05$). Desse modo, para detectar se houve uma diferença real na população, o poder de teste foi interpretado com 0,8 a 0,9 = potência alta (Fayers e Machin, 1995). Todas as análises foram conduzidas utilizando o software SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences*) para Windows versão 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EUA).

3 Resultados

A *two-way* ANOVA de medidas repetidas para analisar o tempo percorrido no circuito com obstáculos apresentou interação entre os fatores condição e trilhas [$F(2,614; 13,069) = 25,558, p = 0,004$, parcial $\eta^2 = 0,61$, poder = 93%]. A análise da interação apresentou diferença entre o tempo de percurso nas condições para todas as trilhas (Tabela I). Além disso, houve efeito principal para trilhas na condição *AppGuide* [$F(3,134; 15,672) = 43,144, p < 0,001$, parcial $\eta^2 = 0,90$, poder = 100%] com o tempo

de percurso diminuindo conforme os participantes realizavam as trilhas, enquanto para o uso da bengala, não houve diferença entre as trilhas [$F(1,420; 7,099) = 43,144, p > 0,05$, parcial $\eta^2 = 0,63$, poder = 78%] (Gráfico I).

Trilha	df	F	p	parcial η^2	Poder %
Primeira	1,000	43,954	0,001	0,90	100
Segunda	1,000	31,803	0,002	0,86	99
Terceira	1,000	31,505	0,002	0,86	99
Quarta	1,000	18,824	0,007	0,79	93
Quinta	1,000	28,694	0,004	0,83	97

Tabela I - Resultado da análise da interação entre condição e trilhas para a tarefa sem obstáculo.

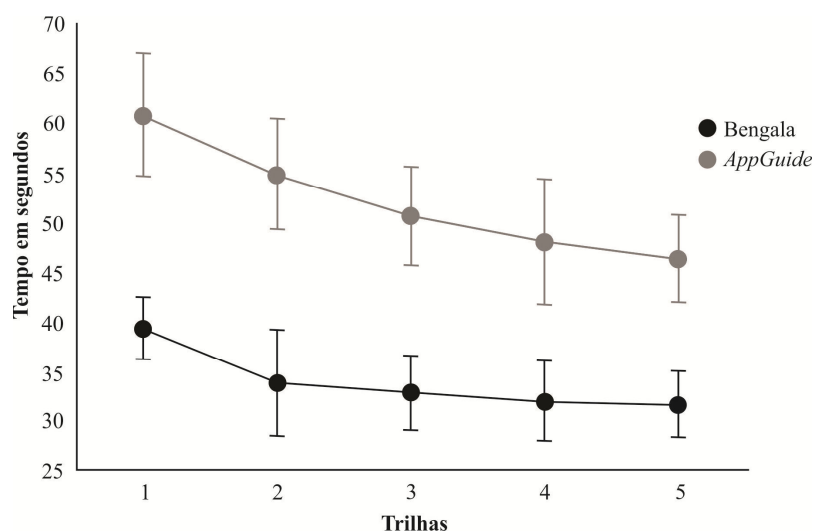


Gráfico I. Comparação entre a utilização da bengala e o *AppGuide* em relação ao tempo com obstáculo.

Houve interação na *two-way* ANOVA de medidas repetidas para analisar o tempo percorrido no circuito sem obstáculos entre as condições e trilhas [$F(2,369; 11,846) = 16,041, p < 0,001$, parcial $\eta^2 = 0,76$, poder = 100%]. A análise da interação apresentou diferença entre as condições para todas as trilhas (tabela II). Efeito principal para trilhas na condição *AppGuide* foi observado [$F(2,235; 11,174) = 23,819, p < 0,001$, parcial $\eta^2 = 0,83$, poder = 100%] com o tempo de percurso diminuindo conforme os participantes realizavam as trilhas. Diferença estatisticamente significativa entre trilhas na condição bengala foi encontrada [$F(2,450; 12,249) = 7,589, p < 0,005$, parcial $\eta^2 = 0,60$, poder = 91%], com o tempo diminuindo entre o primeiro e terceiro bloco e mantendo entre o terceiro e quinto bloco (Gráfico II).

Trilha	df	F	p	parcial η^2	Poder %
Primeira	1,000	551,087	0,001	0,99	100
Segunda	1,000	126,750	0,001	0,96	99
Terceira	1,000	61,558	0,001	0,92	100
Quarta	1,000	10,980	0,021	0,69	75
Quinta	2,450	7,589	0,005	0,60	91

Tabela II - Resultado da análise da interação entre condição e trilhas para a tarefa com obstáculo.

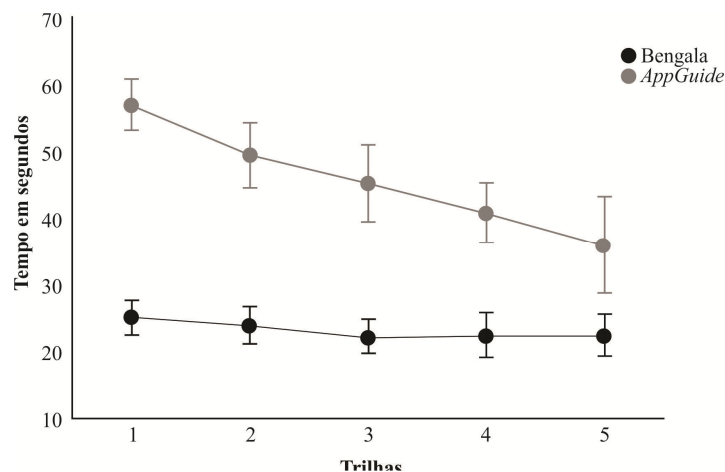


Gráfico II. Comparação entre o uso da bengala e o *AppGuide* em relação ao tempo sem obstáculo.

O teste de *Kruskal-Wallis* foi realizado a fim de verificar o acerto dos participantes no rastreamento para detecção de três diferentes alturas de obstáculos. As alturas tiveram como referência 90° de flexão da articulação gleno-umeral distribuídas da seguinte forma: a primeira entre 10° a 28°, a segunda -10° a 10° e a terceira -10 a -28. Os resultados demonstraram que não houve diferença no acerto dos participantes entre as diferentes alturas de obstáculos $H(2,15) = 5,406$, $p = 0,67$. A tabela III apresenta os resultados da análise descritiva. Outro teste de *Kruskal-Wallis* executado com o objetivo de analisar as oscilações entre as alturas nas cinco trilhas não apresentou diferença estatisticamente significativa, demonstrando um padrão de acerto entre as três alturas $H(2,15) = 0,063$, $p = 0,97$.

Detecção	Média	Mediana	SD	ER
Primeira altura	2,8	2,0	0,16	0,73
Segunda altura	3,0	3,0	0,16	0,70
Terceira Altura	3,0	3,0	1,58	0,70

TabelaIII: Estatística descritiva dos acertos em relação a altura dos obstáculos

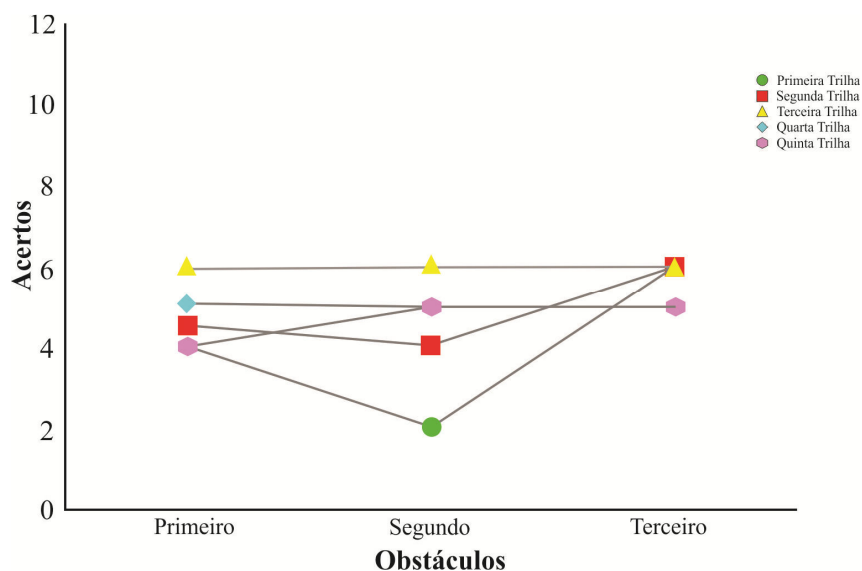


Gráfico III - Comparação dos acertos entre as cinco trilhas nos três níveis de altura

A tabela IV apresenta as respostas dos participantes aos 10 itens do questionário da SUS, a qual varia de 1 a 5 pontos, sendo: 1 (discordo totalmente), 2 (discordo), 3 (neutro), 4 (concordo) e 5 (concordo totalmente). As respostas dos participantes aos itens em negrito são àquelas entre 4 a 5, revelando que a maior parte dos participantes concordam totalmente com os itens (ímpares). Por outro lado, as respostas que não estão em negrito apontam o desacordo em relação aos itens (pares).

Resposta do SUS	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
1 (Discordo totalmente)	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
2 (Discordo)	0	2	0	4	0	3	0	6	0	5
3 (Neutro)	1	4	0	1	5	1	0	0	3	1
4 (Concordo)	5	0	6	1	1	1	6	0	3	0
5 (Concordo totalmente)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

Tabela IV. Resposta dos 10 itens da escala SUS pelos 6 participantes.

Na tabela V é apresentado a análise descritiva da pontuação do escore para cada um dos dez itens da escala SUS. Foi observado que os itens dois e cinco apresentaram o menor escore médio, o qual pode ter ocorrido pelo fato de os participantes serem deficientes visuais e necessitariam de um maior período de treinamento para usabilidade do sistema. O item nove indica que a maioria dos participantes se sentiram confiante ao usar o sistema. Os resultados no item um demonstra que os participantes gostariam de utilizar o sistema no seu dia a dia. Embora as médias dos itens um, seis e dez tenham sido idênticas, observou-se um desvio padrão maior no item seis.

Item	Média	Mediana	SD	ER
1. Acho que gostaria de utilizar este sistema com frequência	2,8	3,0	0,41	0,17
2. Achei o sistema complexo desnecessariamente	2,3	2,0	0,52	0,21
3. Achei o sistema fácil de usar	3,0	3,0	0,01	0,01
4. Achei que seria necessário o apoio de um técnico para poder usar o sistema	3,0	3,0	0,63	0,26
5. As funções desse sistema estavam bem integradas	2,2	2,0	0,41	0,17
6. Achei o sistema muito inconsistente	2,8	3,0	1,21	0,48
7. Imagino que a maioria das pessoas aprenderia a usar este sistema rapidamente	3,0	3,0	0,01	0,01
8. Achei o sistema muito complicado de usar	3,0	3,0	0,01	0,01
9. Eu me senti muito confiante com o sistema	2,5	2,5	0,55	0,23
10. Eu preciso aprender um monte de coisas antes de continuar usando este sistema	2,8	3,0	0,41	0,17

Tabela V. Estatística descritiva da escala SUS após o uso do *AppGuide*. O SD representa o desvio padrão e o ER o erro padrão.

Na análise descritiva do escore médio da escala SUS foi observada a média de $68,67 \pm 4,85$ com a mediana de 79,99 e o erro padrão de 1,86, com os escores médio acima do escore médio da SUS de 68 pontos. Neste caso, o valor médio que encontramos, indica que a usabilidade do *AppGuide* está acima da média (BINYAMIN, RUTTER e SMITH, 2016), com a classificação de usabilidade mais alta. Desse modo, uma pontuação de 68,67 representa boa aceitação para usabilidade (Bangor, Kortum e Miller, 2009) e é designado um C de acordo com o Sauro-Lewis na escala de graduação curva (CGS) para o SUS (Sauro e Lewis, 2016; Lewis e Sauro, 2017). O gráfico IV

representa o escore médio do SUS por participante e no gráfico V a distribuição da pontuação média da escala SUS entre 20 e 100. Uma pontuação mais alta indica uma classificação de usabilidade mais alta.

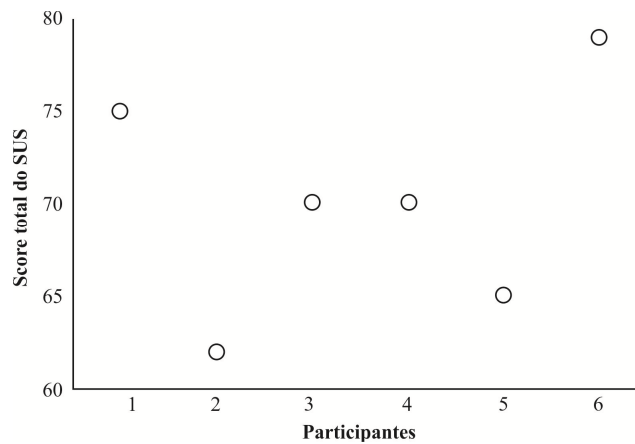


Gráfico IV - Pontuação individual dos participantes na escala SUS.

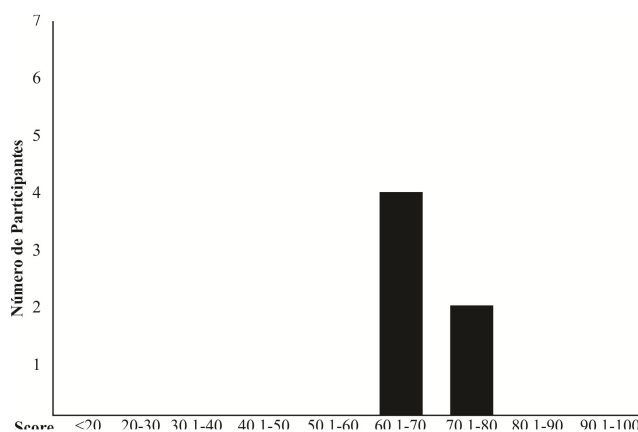


Gráfico V - Distribuição da pontuação na escala SUS entre os participantes.

4 Discussão

Nosso estudo teve como objetivo desenvolver e avaliar a usabilidade e a precisão das informações de um sistema vestível de substituição sensorial para auxiliar os deficientes visuais. Nossos achados demonstraram que o dispositivo foi eficiente na identificação de obstáculos, no reconhecimento de cores, na luminosidade e temperatura ambiente. Entendemos que o maior tempo de percurso observado com o uso do *AppGuide* em relação a bengala está relacionado com a adaptação dos DVs com o sistema. Observamos que conforme os participantes repetiam o trajeto no percurso com o *AppGuide* o tempo diminuía, demonstrando que quanto maior o treinamento, menor o tempo de percurso. De fato, há um processo de adaptação com sistemas ao longo do tempo (SEMWAL, 2015), o qual resultaria em tempo menor e com provável ampliação da satisfação dos usuários à utilização do *AppGuide*. Isso também foi observado no estudo de POGGI e MATTOCCIA (2016), quando propuseram um modelo de auxílio de mobilidade para pessoas que sofrem de DV. O modelo teve como base a visão computacional em 3D e técnicas de aprendizado de máquina. Além disso, Gao *et al.* (2015), apresentaram um sistema *wearable* para deambulação com detecção de obstáculos e sugeriram que o tempo de treinamento poderia melhorar o desempenho dos participantes. Neste contexto, se tivéssemos realizado o treinamento com mais de trilhas e com repetições diárias, a possibilidade de um tempo de deambulação poderia ter sido igual ao da bengala.

A função de detecção de obstáculos aéreo apresentou acurácia acima da média, indicando que o *AppGuide* representa segurança ao usuário na deambulação de percurso com obstáculos acima da cabeça, à frente e no solo, diminuindo a chance de choque com obstáculos. Embora tenhamos encontrado um resultado positivo com a utilização da caixa de papelão como obstáculo, na vida diária dos DVs diversos são os obstáculos;

desse modo, testar o sistema com outros materiais seria viável e poderia termos resultado diferente devido a depende detecção da refletância ultrassônica. De fato, quando exemplo, Cardin, Thalmann e Vexo (2007), desenvolveram um sistema para detecção de obstáculos, observaram que a diferença do tipo de obstáculo pode alterar a confiabilidade do sensor sonar levando a distorção da informação. Isso está associado ao dependente coeficiente de absorção ultrassônica da superfície do objeto (KALLARA *et al.* (2017). Neste contexto, o bom resultado que encontramos, não indica uma acurácia para todos os tipos de objetos, mas amplia o leque de opções no entendimento para futura resolução destas variáveis de informação do sensor ultrassônico na identificação de obstáculos.

Nós encontramos 100% de aceitação dos DVs em relação a informação da luminosidade. Isto demonstra que a informação de luminosidade facilita a acuidade visual e a sensibilidade ao contraste e função do campo visual, haja vista que estes fatores influenciam a deambulação em DVs (ALEXANDER *et al.*, 2014). Shaheen *et al.* (2018), quando estudaram a relação luminosidade e quedas, observaram que indivíduos com DV adotam a marcha preventiva em condições de iluminação fraca, levando-os, em algumas ocasiões, a queda. Então, nosso resultado facilita a estratégia corporal dos DVs para a deambulação, devido ao recurso de luminosidade inserido no sistema e que possibilita ao DV saber se o ambiente está claro ou escuro (OHURA *et al.*, 2017).

Nossos resultados foram acima da média na escala SUS quanto a usabilidade do *AppGuide* na detecção de cores e indicou que alguns dos fatores que podem interferir na detecção de cores, tais como a luminosidade externa, ângulo e distância do objeto com relação ao sensor, foram parcialmente resolvidos em nosso sistema. Entendemos que isso ocorreu devido termos inserido e fixado o sensor dentro da pulseira, com apenas

um orifício para a passagem da reflexão, minimizando os fatores que influenciam na detecção de cores. Desse modo, a proteção do sensor da forma que realizamos pode ser um procedimento a ser utilizado para evitar a interferência da luminosidade externa, rotação e da distância entre o objeto e o sensor, haja vista que o controle da luminosidade e a orientação ao usuário são necessárias para a boa usabilidade do sistema (DE LA ROCHA *et al.*, 2014). Além disso, a forma que montamos o sistema pode diminuir outra influência na funcionalidade, relacionado com a rotação e proximidade do objeto (YUAN, TIAN e ARDITI, 2011; PATTANAVICHAI e PATTAMAVORAKUN, 2015; SAKTHIMANI e HEMALATHA, 2015).

O resultado satisfatório que obtivemos com o sensor de temperatura demonstrou que este é um recurso que contribui com harmonização dos DVs com o clima (Taylore *et al.*, 2016) além de, orientá-los quanto aos sinais hápticos para um ponto de interesse e no auxílio a deambulação (JENKINS, YUEN e VOGTLE, 2015). De fato, o desenvolvimento de protótipos para auxiliar na exploração e deambulação de ambientes, com a inserção de sensor de temperatura (RAMYA, 2013; PRUDHVI e BAGANI, 2013), tem facilitado os DVs e possibilitado entender a influência deste recurso nas atividades diárias. Por exemplo, Koutsoklenis e Papadopoulos (2018), ao analisarem a orientação espacial de DVs utilizando, sensor de temperatura, como facilitador para conceitos posicionais, entenderam que este recurso facilita os DVs a utilizarem os sentidos remanescentes, ampliando o reconhecimento espacial e as habilidades cognitivas.

Os achados para a SUS demonstraram boa usabilidade do sistema *AppGuide*, permitindo que os participantes alcançassem os objetivos de forma independente. Embora nosso resultado tenha apresentado uma pontuação acima da média da escala, entendemos que poderíamos ter uma avaliação melhor. Por exemplo, ao observarmos o

maior desvio padrão no item relacionado com a inconsistência do sistema (item 6), atribuímos esse resultado a uma falha funcional da bateria no decorrer do teste de dois participantes, levando a interrupção momentânea do teste para a substituição da bateria. Neste contexto, a classificação média da avaliação da SUS poderia ser melhor com a inclusão no sistema de um alarme informando que a bateria está com pouca carga.

5 Conclusão

O *AppGuide* demonstrou ser um sistema de boa usabilidade e que pode favorecer a vida diária dos DVs, tanto para detectar obstáculos em diferentes alturas, quanto para a identificação de cores, luminosidade e temperatura ambiente. A quantidade de sensores que incluímos no *AppGuide* não interferiu na usabilidade do sistema, além de não apresentar erro de comunicação entre o *hardware* e o *software*. Estes fatores foram primordiais para que os DVs relatassem a boa usabilidade do sistema. Embora tenhamos alcançado os objetivos propostos neste estudo, aprimorar o sistema com inserção de outros sensores, implementação de técnicas de inteligência artificial, controle de alerta de problemas ocorridos no sistema, inclusão de reconhecimento por câmera e da internet das coisas, para comunicação entre os sistemas de um usuário com o de outro poderão disponibilizar mais recursos para os DVs.

Aprovação ética e consentimento para participar

Todos os procedimentos realizados neste estudo envolvendo participantes humanos estavam de acordo com os padrões éticos do comitê de pesquisa institucional e / ou nacional e com a declaração de Helsinki de 1964 e suas posteriores alterações ou padrões éticos comparáveis. Os procedimentos experimentais adotados neste projeto foram analisados e aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Piauí.

Authors' contributions

Conceived and designed the experiment: ST. Performed the experiments: MA, GDL, and ST. Contributed data analysis: MA, GDL, and ST. Wrote the paper: MA, GDL, VC, VM, AST and ST. Headed the result analysis: MA, GDL, VC, VM, AST and ST.

Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

Acknowledgements

None declared.

Funding

Not applicable.

Referências Bibliográficas

ADEBIYI, A. et al. Assessment of feedback modalities for wearable visual aids in blind mobility. **PLOS ONE**, 9 fev. 2017.

ALEXANDER, M. et al. Effect of ambient light and age-related macular degeneration on precision walking. **Optometry & Vision Science**, v. 91, n. 8, p. 990–999, 2014.

BINYAMIN, S.; RUTTER, M.; SMITH, S. the Utilization of System Usability Scale in Learning Management Systems: a Case Study of Jeddah Community College. **ICERI2016 Proceedings**, 2016.

CARDILLO, E. et al. An Electromagnetic Sensor Prototype to Assist Visually Impaired and Blind People in Autonomous Walking. **IEEE Sensors Journal**, 2018.

CARDIN, S.; THALMANN, D.; VEXO, F. A wearable system for mobility improvement of visually impaired people. **Visual Computer**, 2007.

DAIMIWAL, N.; SUNDHARARAJAN, M.; SHRIRAM, R. Comparative analysis of LDR and OPT 101 detectors in reflectance type PPG sensor. **International Conference on Communication and Signal Processing, ICCSP 2014 - Proceedings**, p. 1078–1081, 2014.

DE LA ROCHA, F. R. et al. A case study on assistive technology for visual impairment individuals: Adaptations in household appliances. **Journal of Control, Automation and Electrical Systems**, 2014.

FARCY, R. et al. Electronic travel aids and electronic orientation aids for blind people: Technical, rehabilitation and everyday life points of view. **Assistive Technologies for People with Vision & Hearing Impairments**, 2006.

FEDOROV, D. S. et al. Using of Measuring System MPU6050 for the Determination of the Angular Velocities and Linear Accelerations. **Automatics & Software Engineering**, 2015.

GAO, Y. et al. Wearable Virtual White Cane Network for navigating people with visual impairment. **Journal of Engineering in Medicine**, 2015.

JENKINS, G. R.; YUEN, H. K.; VOGTLE, L. K. Experience of multisensory environments in public space among people with visual impairment. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, 2015.

KALLARA, S. B. et al. Indriya - A Smart Guidance System for the Visually Impaired. **IEEE Xplore Compliant**, 2017.

KAMMOUN, S. et al. Toward a better guidance in wearable electronic orientation aids. **Lecture Notes in Computer Science**, 2011.

KOS, B.; GRODZICKI, M.; WASIELEWSKI, R. Electronic system for the complex measurement of a Wilberforce pendulum. **European Journal of Physics**, v. 39, n. 3, 2018.

KOUTSOKLENIS, A.; PAPADOPOULOS, K. Auditory Cues Used for Wayfinding in Urban Environments by Individuals with Visual. **ResearchGate**, 2018.

OHURA, F. et al. Study on Indoor Light Environment and Appearance. In: S., Y. (Ed.). **Lecture Notes in Computer Science**. [s.l.] Springer Verlag, 2017.

PATTANAVICHAI, S.; PATTAMAVORAKUN, S. **Creating detectors clothes' colors and presentations for the visually impaired**. International Conference on Science and Technology, TICST, 2015.

PEREIRA, A. et al. Blind Guide: An Ultrasound Sensor-based Body Area Network for Guiding Blind People. **Procedia Computer Science**, 2015.

POGGI, M.; MATTOCCIA, S. A wearable mobility aid for the visually impaired based on embedded 3D vision and deep learning. **Proceedings - IEEE Symposium on Computers and Communications**, 2016.

PRUDHVI, B. R.; BAGANI, R. Silicon Eyes : GPS-GSM based Navigation Assistant for Visually Impaired using Capacitive Touch Braille Keypad and Smart SMS Facility. **IEEE**, 2013.

RAMYA, V. Voice Assisted Embedded Navigation System for the Visually Impaired. **International Journal of Computer Applications**, 2013.

RASHID, H. et al. **Bilingual wearable assistive technology for visually impaired persons**. 1st International Conference on Medical Engineering, Health Informatics and Technology, MediTec, 2017.

SAKTHIMANI, S.; HEMALATHA, C. Assistive clothing pattern recognition for visually impaired people. **International Journal of Applied Engineering Research**, 2015.

SEMWAL, M. B. & S. Discrete Distance and Water Pit Indicator using AVR ATmega8 in Electronic Travel Aid for Blind. **International Journal of Disaster Recovery and Business Continuity**, 2015.

SHAHU, D.; SHINKO, I. A Low-cost Mobility Monitoring System for Visually Impaired Users. **IEEE**, 2017.

TAYLOR, L. et al. The Impact of Different Environmental Conditions on Cognitive Function: A Focused Review. **Front Physiol**, 2015.

4 Artigo em Inglês

AppGuide: A wearable system for visually impaired

Marcos Ayres¹, Gildário Lima¹, Ariel Soares Teles¹, Valécia Carvalho^{1,3}, Victor Marinho¹, Pedro Ribeiro³, Bruna Velasques³, Silmar Teixeira^{1,2}

¹ Neuro-innovation Technology & Brain Mapping Laboratory, Federal University of Piauí, Parnaíba, Brazil.

² Master Program in Biotechnology, Federal University of Piauí, Parnaíba, Brazil.

³ Brain Mapping and Sensory Motor Integration Laboratory, Institute of Psychiatry of Federal University of Rio de Janeiro, Brazil.

***Corresponding Author:** Marcos Ayres, Universidade Federal do Piauí, Parnaíba, Brasil. – Av. São Sebastião, 2819 – Bairro São Benedito- Parnaíba, Piauí, CEP: 64202-020- Brasil. Tel.: +55 86 99986-8712 - E-mail: marcosayres.brasil@gmail.com.

Abstract

Vision is the organ responsible for 80% of the information acquired by the human being. The absence of vision causes incalculable damage to daily life, included, ambulation, identification of colors, the perception of luminosity and ambient temperature. Although there are numerous prototypes and products available to the visually impaired, none of them are economically viable and do not bring together various resources. In this context, the aim of this study was to develop a wearable system (AppGuide) consisting of a bracelet with several sensors and a smartphone application. For this proposition, a plastic structure bracelet printed in the 3D printer was developed, containing an Arduino Nanoplate, ultrasonic sensor, gyroscope, accelerometer, color sensing sensor, a light dependent resistor for the luminosity function and a sensor to inform at room temperature. The bracelet captures information from the environment, processes it, and sends it to an application on the smartphone. The application handles the information by relaying it to the user via audio. The application was developed on the App Inventor platform for the Android operating system. To analyze the functionality of the system, it was used the systems usability scale and a controlled environment with eight tasks (free course and obstacle course taking turns between the walking stick and AppGuide, spatial information of obstacles, color, luminosity, and temperature) with six visually impaired of both genres. It was observed that the system answered the accuracy of the information of luminosity, color, and temperature with an accuracy of 100%, while for free path 89% and with obstacle 80%. For the spatial information of the obstacles, there was the precision of the system of 90%. The System Usability Scale score was 68.67, demonstrating that the system may be of fast learning. It is concluded that AppGuide is functional and guides navigation in the environment in an intelligent and sensitive way for visually impaired, and may be extended the effectiveness with a longer period of adaptation of the visually impaired with the system.

Keywords: wearable technology, visual impairment, sensory substitution, visual acuity, auditory-visuo

Abbreviations

PLD	Position locator devices
EGA	Electronic guidance aids
ETA	Electronic travel aids
GPS	Global positioning systems
VI	Visually impaired
GND	Negative circuit
DMP	Digital motion processor
LDR	Light dependente resistor
CMOS	Complementary metal-oxide-semiconductor

1 Introduction

The World Health Organization reports that approximately 285 million people suffer from some visual impairment, of these, 39 million are blind and 246 million have low vision. These data demonstrate the need to extend the technology in systems that facilitate the visually impaired life. In general, systems have been developed in three categories: position locator devices(PLD), electronic guidance aids (EGA) and electronic travel aids (ETA).

Shahu and Shinko (2017), proposed a PLD prototype with ultrasonic sensors, components for global positioning systems(GPS) and the use of mobile data communication. Although the system performed well, there was restricted use in enclosed areas due to inaccurate location. Waqar, Chen, and Vardy (2016) have developed a tracking system that utilizes motion information from the smartphone's accelerometer, magnetometer, and gyro sensors to detect steps and estimate user direction changes, but they do not detect obstacles.

In the EGA developed by Kammoun *et al.* (2011) included non-visual landmarks and points of interest that are used as environmental features, which improved spatial representation for VI and obstacle markers, but did not present a real-time response to the user. In addition, Farcy *et al.* (2006), developed a system using a GPS sensor that informed the user of the direction and distance to the next point. Although the system had good functionality, it may only be used for mobility and orientation training. When Manuel *et al.* (2015), developed an ETA with wireless ultrasonic sensors positioned to the body of the VI, they observed that the application of the sensors in several parts of the body hinders the usability of the system. In addition, another sensor system coupled to the walking stick presented a reduction in the detection range of obstacles by the sensor (CARDILLO *et al.*, 2018).

The scarcity of a single system with several technological resources directed to the VI, led us to develop a system based on the ETA category directed to the detection and identification of aerial position of obstacles, recognition of color, luminosity and ambient temperature, with communication from application to the smartphone, to send the user, by sound, the information captured by the sensors.

2 Material and Methods

2.1 The AppGuide

AppGuide is a system consisting of a bracelet and a smartphone application (Figure I). For the development of the system was incorporated a power supply of 7.4 volts with a connection of two batteries in series, with 3.7 volts of charge by battery. It was used an ultrasonic sensor model HC-SR04. The minimum distance calculated was 0.3m and the maximum distance was 4 meters with an angle of 30°. The connection of the sensor with the Arduino microcontroller was performed in four terminals - Vcc, Trig, Echo and Ground (GND), with a pulse of 10 μ s indicating the beginning of the data transmission and with 8 pulses of 40 KHz sent with the sensor waiting for the signal to return to determine the distance between DMP the sensor and the object (Figure II).



Figure I - AppGuide system. Bracelet and Smartphone

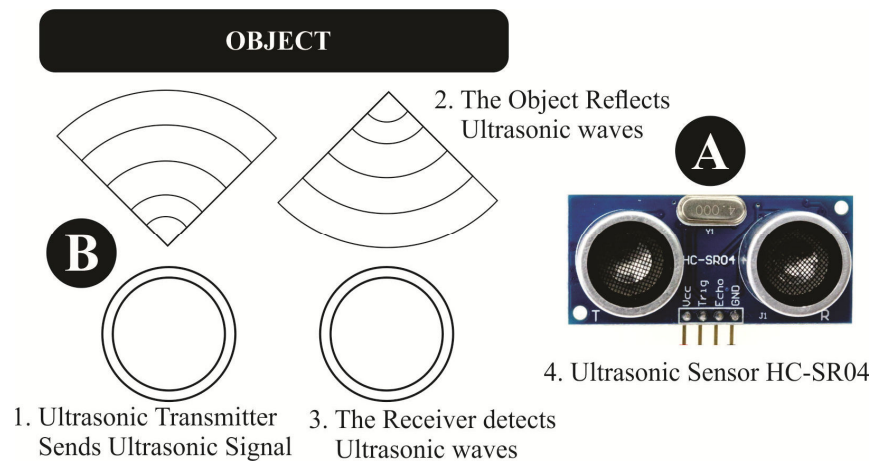


Figure II - Ultrasonic Sensor - HC-SR04

For the calculation of the distance between the sensor and the obstacle, we developed a distance function included in the algorithm of the AppGuide system, using the FOR command with 10 times repetition to calculate the distance to solve the instability of the sensor reading.

It was used the Arduino Nano board has 14 digital pins and 8 analog pins as input and output (microcontroller platform based on the Atmega328), with 16 KB flash memory for storing code (sketch), 2 KB SRAM and 1 KB EEPROM. The digital pins have the limit of 40mA of current in the sensor connection, while the analog pins offer conversion values between 0 to 1023. The Arduino nano card has a clock with a resolution of 10 bits (RASHID *et al.*, 2017) (Figure III).

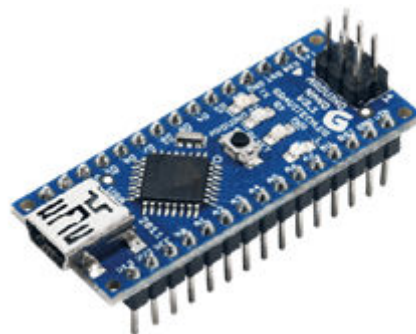


Figure III - Nano Arduino Board ATmega328

A GY-521 board with the MPU-6050 sensor that combines three gyroscope axes and three accelerometer axes together with a digital motion processor with I²C protocol for data transmission was also used (FEDOROV *et al.*, 2015). In this context, the features of the gyroscope were used to monitor the orientation, direction, angular movement and rotation. In addition, a sensor that allows measurements between -40 and +85°C has been incorporated into the integrated circuit (KOS, GRODZICKI and WASIELEWSKI, 2018) (Figure IV).

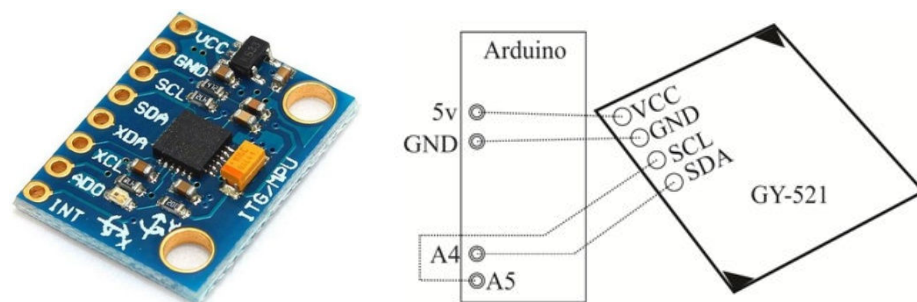


Figure IV - GY-521 board - gyro sensor and accelerometer

A piezoelectric siren 12.7 mm in diameter and 6 mm thick was integrated into the system to signal the AppGuide system functions. The siren was attached to the wristband and is interconnected on the Arduino board (Figure V) and it generates beeps for each function programmed into the bracelet.

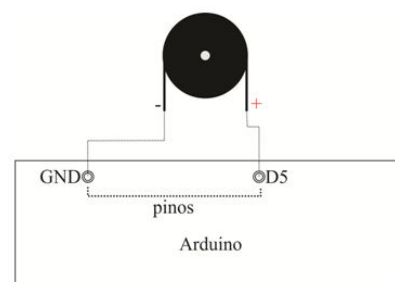


Figure V - Piezoelectric Siren

In addition, a Light Dependent Resistor (LDR) sensitive to ambient light intensity (DAIMI WAL, SUNDHARARAJAN and SHRIRAM, 2014) has been integrated into the system with two levels, light or dark. Finally, a TCS230 sensor with

the 8x8 matrix with the red, green and blue filters was evenly distributed by the complementary metal oxide semiconductor (CMOS). The light generated by the LEDs of the TCS230 sensor propagate towards the bore of the bracelet box where the object was positioned. The reflected light from the object is picked up by the sensor as a return, which turns this information into 0 and 1 corresponds to the components Red (R), Green (G) and Blue (B) of the RGB color system (Figure VI).



Figure VI - TCS230 sensor - color

For the Arduino microcontroller (Sketch) programming, the programming platform in C language was used. The program generated for the Arduino is compiled in machine language and transferred to the microcontroller.

The application for the smartphone was developed for the Android operating system. In the initial screen of the application are exposed all the buttons with its main commands, connection with Bluetooth, detect obstacles, detect colors, luminosity, and ambient temperature. The application uses the Bluetooth connection of the smartphone to communicate with the bracelet.

2.2 Sample

Six subjects with total blindness were selected: three men and three women aged 20 to 50 years and divided into two conditions for ambulation analysis (with walking stick vs. AppGuide) in a randomized and counterbalanced manner at a rate of 1:1. There was no sample death.

2.3 Experimental procedure

The subjects undertook, under the guidance and supervision of the researcher, four hours of training with the AppGuide system with eight tasks, being: (1) walking a circuit without obstacles making use of the walking stick; (2) walking the circuit with obstacles and making use of walking stick; (3) walking a circuit without obstacles making use of the AppGuide; (4) walking the circuit with obstacles and making use of the AppGuide; (5) identify airborne obstacles; (6) identify brightness; (7) identify the colors and (8) identify the ambient temperature.

For the obstacle task with and without a walking stick or AppGuide, the subjects walked a 16-meter circuit 5 times (tracks) (see figure VII). The travel time was marked with the stopwatch of the Samsung smartphone J7 model.

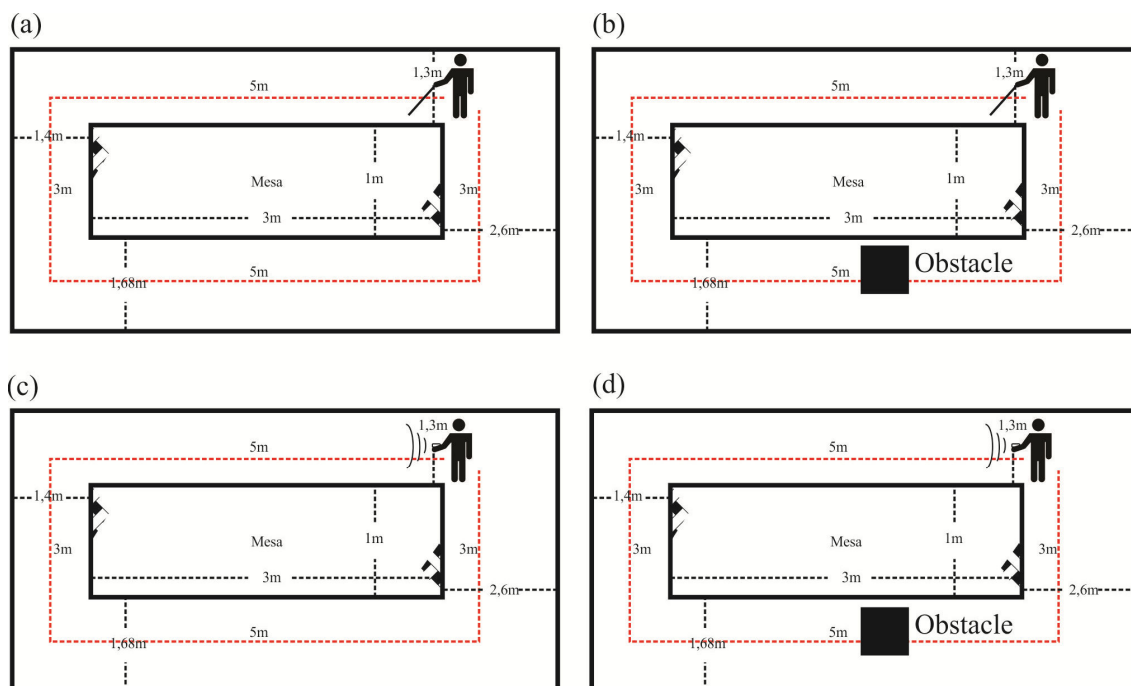


Figure VII: Represents the ambulation task. The red dot indicates the route. The tasks were organized as follows: (a) course without obstacle using the walking stick, (b) course with obstacle using the walking stick, (c) course without obstacle using the AppGuide and (d) course with obstacle using the AppGuide.

Aerial obstacle identification was performed at three different heights from the 90° flexion reference of the glenohumeral joint, which pertinent to the GY-521 board

represents 0° , at a distance of two meters between the support base of the subject and the obstacle, distributed as follows: the first, from 0° of the GY-521 board, the obstacle was between 10° to 28° . The second between -10° to 10° and the third between -10 to -28 (Figure VIII).

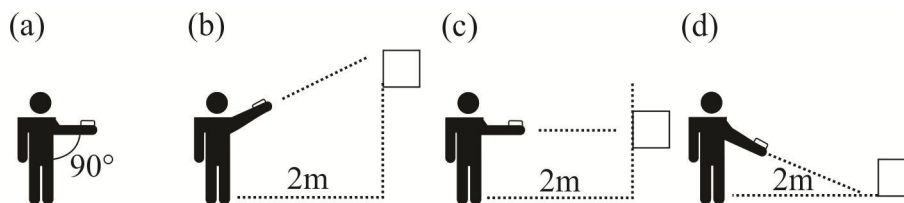


Figure VIII: Represents the procedure for identifying obstacles (a) reference, (b) above the reference, (c) at the reference and (d) below the reference.

At the end of each stage of the course with a walking stick and without obstacle, the light of the environment was manually erased by the researcher, and the system automatically identified the new condition, in which case the system information or errors were observed to the user. In the color identification task, the subjects approached the bracelet in fabric flaps with varying colors in three pre-established shades (white, green and orange), this task was performed five times. During the task was observed the correctness and errors of the subjects. The temperature identification task was performed in the intervals of the tests, where the subject was asked to activate the function, the system emitted the information of the ambient temperature and the researcher compared the information provided by the system with the ambient temperature recorded by an analog thermometer with measuring accuracy $\pm 1^\circ\text{C}$ and temperature measuring range between -20 to 50°C , TH mark and TH108 model.

We use the System Usability Scale (SUS) to quickly and easily verify a user's subjective assessment of a product's usability (BROOKE, 1996; BANGOR, KORTUM and MILLER, 2008). The SUS scale is composed of 10 items and each item scores between 0 to 4. This value is calculated differently for the odd and even statements. For odd items, subtract 1 from the corresponding value of the response position and for even

items, the value 5 is subtracted from the response position value. The maximum score in the SUS is 100 points. To avoid any bias, items are alternated between odd and even (Table VI). The questions are structured so that the equation below (Equation 1) is used to calculate the overall score (ADEBIYI *et al.*, 2017).

$$SUS = \sum (Scores_{odd\ numbers} - 1) + \sum (5 - Scores_{pair\ numbers}) * 2.5 \quad (1)$$

2.4 Statistical analysis

To understand the distribution of data from the SUS scale, we performed measures of central tendency and dispersion. Two Kruskal-Wallis tests were performed to analyze the difference between the AppGuide hit in identifying three heights and between the three heights and the tracks. Two two-way ANOVA of repeated measures were performed to analyze the subjects' performance in relation to walking time in the course with and without obstacles. The condition factors (Walking stick vs. AppGuide) were considered on five tracks (each track refers to one lap of the course). The assumptions of the analyzes were in accordance with Mauchly's test criteria and the Greenhouse-Geisser procedure (G-G ϵ). The normality of the data was previously verified by the Kolmogorov-Smirnov test. For the two factors of interaction, the groups were divided with the analysis of the factors among subjects followed by the post hoc test with Bonferroni corrections ($p < 0.025$). The effect size was estimated as Partial squared Eta (η^2p). The magnitude of the effect was interpreted using the recommendations suggested by Hopkins *et al.* (2009): 0.0 = trivial; 0.2 = small; 0.6 = moderate; 1,2 = large; 2,0 = very large; 4,0 = almost perfect. The probability of 5% for type I error was adopted in all analyzes ($p \leq 0.05$). Thus, to detect if there was a real difference in the population, the test power was interpreted with 0.8 to 0.9 = high power (Fayers and Machin, 1995). All analyzes were conducted using SPSS (Statistical

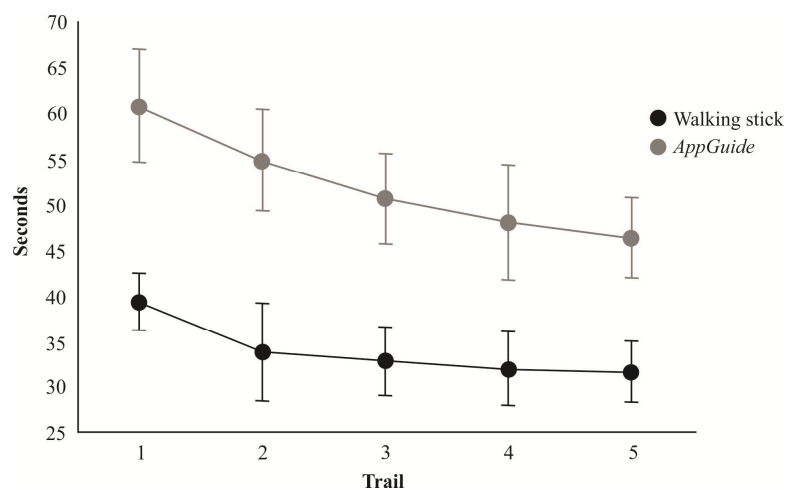
Package for the Social Sciences) software for Windows version 20.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

3 Results

The two-way ANOVA of repeated measures to analyze the time traveled in the obstacle circuit showed interaction between the condition factors and trails [$F(2.614; 13.069) = 25.558, p = 0.004, \text{partial } \eta^2 = 0.61, \text{power} = 93\%$]. The analysis of the interaction showed a difference between the course time in the conditions for all trails (Table I). In addition, there was a main effect for trails in the AppGuide condition [$F(3.134; 15.672) = 43.144, p < 0.001, \text{partial } \eta^2 = 0.90, \text{power} = 100\%$] with the course time decreasing as subjects performed the trails, while for the use of the walking stick, there was no difference between the tracks ($F(1.420; 7.099) = 43.144, p > 0,05, \text{partial } \eta^2 = 0.63, \text{power} = 78\%$) (Graph I).

Trail	Df	F	p	<i>parcial</i> η^2	Power %
First	1,000	43,954	0,001	0,90	100
Second	1,000	31,803	0,002	0,86	99
Third	1,000	31,505	0,002	0,86	99
Fourth	1,000	18,824	0,007	0,79	93
Fifth	1,000	28,694	0,004	0,83	97

Table I -The result of interaction analysis between condition and trails for the task without obstacle.

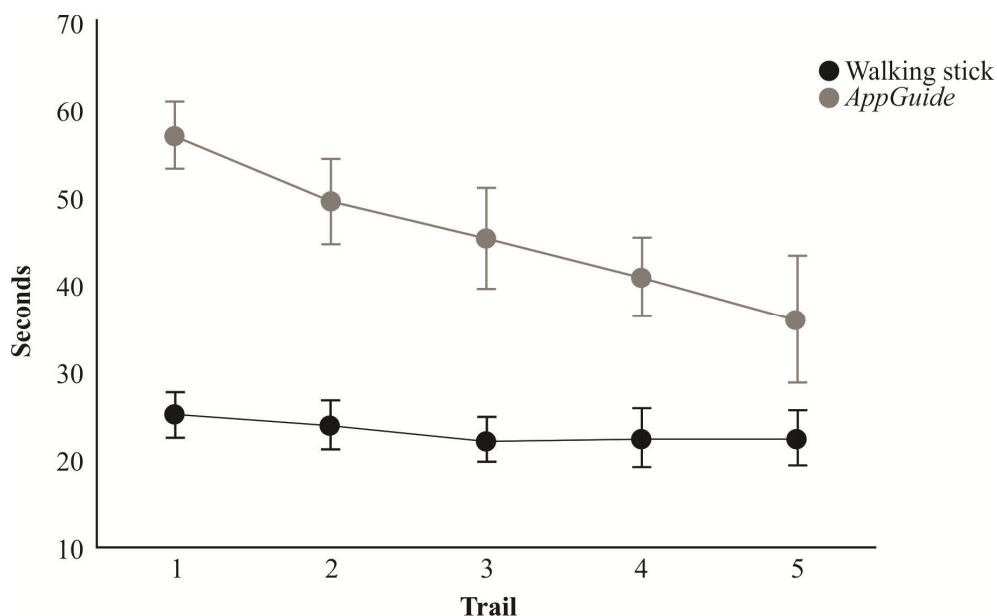


Graph I. Comparison between the use of walking stick and AppGuide in relation to time with obstacles.

There was interaction in the two-way ANOVA of repeated measures to analyze the time traveled in the circuit without obstacles between conditions and tracks [F(2.369; 11.846) = 16.041, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.76$, power = 100%]. The analysis of the interaction showed a difference between the conditions for all trails (table II). The main effect for trails in the AppGuide condition was observed [F(2.235; 11.174) = 23.819, $p < 0.001$, partial $\eta^2 = 0.83$, power = 100%] with the course time decreasing as the subjects performed the trails. Statistically significant difference between trails in the walking stick condition was found [F(2.450; 12.249) = 7.589, $p < 0.005$, partial $\eta^2 = 0.60$, power = 91%], with time decreasing between the first and third blocks and maintaining between the third and fifth blocks (Graph II).

Trail	Df	F	p	parcial η^2	Power %
First	1,000	551,087	0,001	0,99	100
Second	1,000	126,750	0,001	0,96	99
Third	1,000	61,558	0,001	0,92	100
Fourth	1,000	10,980	0,021	0,69	75
Fifth	2,450	7,589	0,005	0,60	91

Tabela II - Resultado da análise da interação entre condição e trilhas para a tarefa com obstáculo.

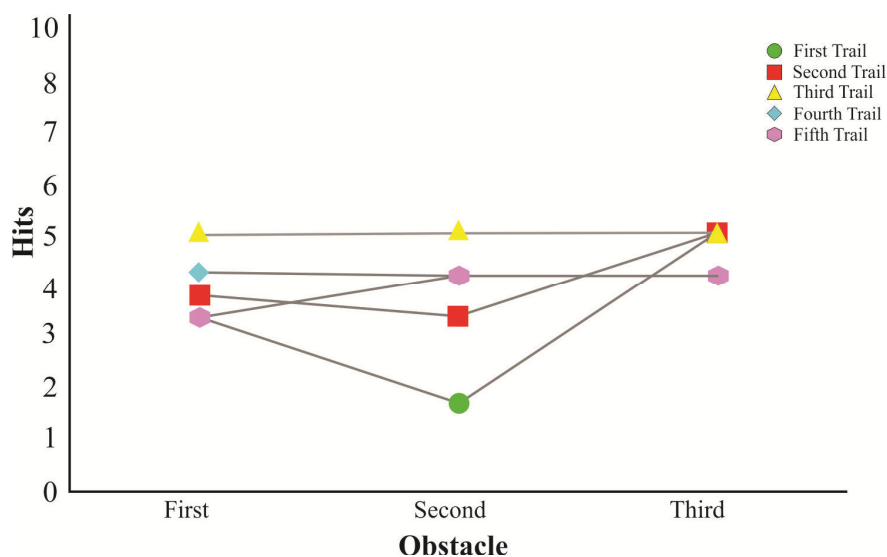


Graph II. Comparison between the use of walking stick and AppGuide in relation to time without obstacles

The Kruskal-Wallis test was performed to verify the accuracy of the subjects in the tracing to detect three different obstacle heights. The heights were 90° flexion of the glenohumeral joint distributed as follows: the first between 10° to 28°, the second -10° to 10° and the third -10 to -28°. The results showed that there was no difference in the accuracy of the subjects between the different obstacle heights $H(2.15) = 5.406$, $p = 0.67$. Table III presents the results of the descriptive analysis. Another Kruskal-Wallis test performed with the aim to analyze the oscillations between heights in the five trails did not present a statistically significant difference, demonstrating a set pattern between the three heights $H(2.15) = 0.063$, $p = 0.97$.

Detection	Average	Medium	SD	ER
First height	2,8	2,0	0,16	0,73
Second height	3,0	3,0	0,16	0,70
Third height	3,0	3,0	1,58	0,70

Table III: Descriptive statistics of hits in relation to obstacle height



Graph III - Comparison of the hits between the five tracks in the three levels of height

Table IV presents the responses of the subjects to the 10 items of the SUS questionnaire, which ranges from 1 to 5 points, being: 1 (totally disagree), 2 (disagree), 3 (neutral), 4 (agree), and 5 (totally agree). Subjects' responses to items in bold type are

those between 4 and 5, revealing that most participants agree fully on (odd) items. On the other hand, answers that are not in bold indicate the disagreement in relation to the items (pairs).

SUS Response	Q1	Q2	Q3	Q4	Q5	Q6	Q7	Q8	Q9	Q10
1 (Strongly disagree)	0	0	0	0	0	1	0	0	0	0
2 (Disagree)	0	2	0	4	0	3	0	6	0	5
3 (Neutral)	1	4	0	1	5	1	0	0	3	1
4 (Agree)	5	0	6	1	1	1	6	0	3	0
5 (Totally agree)	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

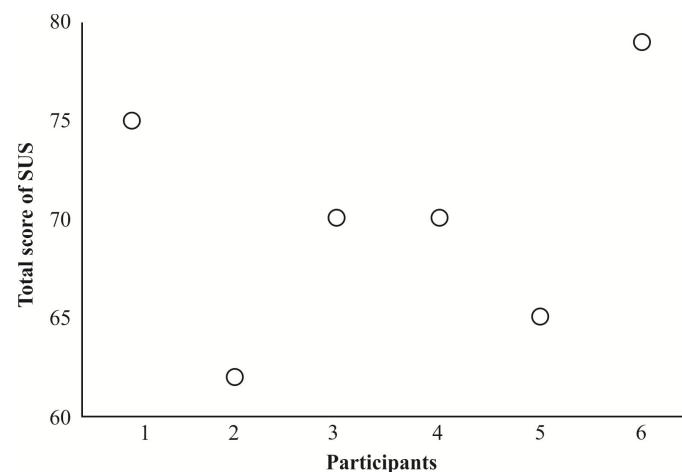
Table IV. The 10 items' response of the SUS scale by the 6 subjects.

Table V shows the descriptive analysis of the score for the ten items on the SUS scale. It was observed that items two and five had the lowest mean score, which may have occurred because the subjects were visually impaired and would require a longer training period for system usability. Item nine indicates that most subjects felt confident in using the system. The results in item one demonstrate that subjects would like to use the system in their daily lives. Although the averages of items one, six and ten were identical, a larger standard deviation was observed in item six.

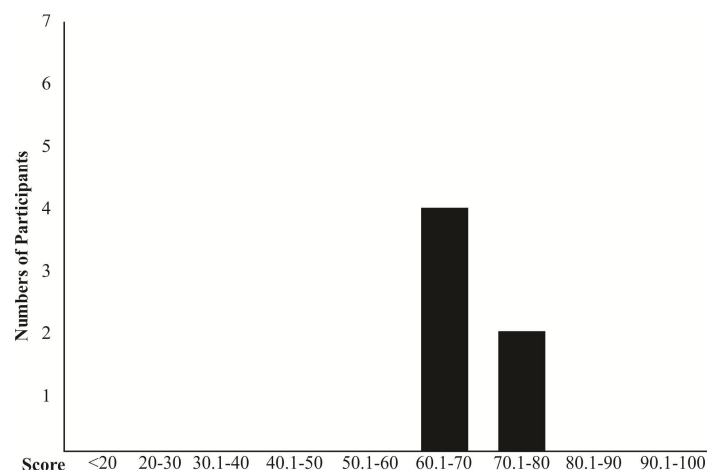
Item	Average	Medium	SD	ER
1. I think I would use this system often	2,8	3,0	0,41	0,17
2. I find the complex system unnecessarily	2,3	2,0	0,52	0,21
3. I found the system easy to use	3,0	3,0	0,01	0,01
4. I thought it would require the support of a technician to use the system	3,0	3,0	0,63	0,26
5. The functions of this system were well integrated	2,2	2,0	0,41	0,17
6. I found the system very inconsistent	2,8	3,0	1,21	0,48
7. I imagine most people would learn to use this system quickly	3,0	3,0	0,01	0,01
8. I found the system too complicated to use	3,0	3,0	0,01	0,01
9. I felt very confident with the system	2,5	2,5	0,55	0,23
10. I need to learn a lot of things before continuing to use this system	2,8	3,0	0,41	0,17

Table V. Descriptive statistics of the SUS scale after using AppGuide. The SD represents the standard deviation and the ER is the standard error.

In the descriptive analysis of the SUS scale mean score, the mean was 68.67 ± 4.85 with the median of 79.99 and the standard error of 1.86, with mean scores above the mean SUS score of 68. In this case, the average value indicates AppWide usability is above average (BINYAMIN, RUTTER and SMITH, 2016), with the highest usability rating. Thus, a score of 68.67 represents a good acceptance for usability (Bangor, Kortum and Miller, 2009) and is assigned a C according to the Sauro-Lewis in the Common Grading Scale (CGS) for SUS (Sauro and Lewis, 2016; Lewis and Sauro, 2017). Graph IV represents the mean score of SUS per participant and in chart V the distribution of the mean score of the SUS scale between 20 and 100. A higher score indicates a higher usability rating.



Graph IV - Individual score of subjects on the SUS scale.



Graph V -Distribution of the SUS scale score among the subjects.

4 Discussion

Our study aimed to develop and evaluate the usability and accuracy of information from a wearable sensory substitution system to assist the visually impaired. Our findings demonstrated that the device was efficient in identifying obstacles, color recognition, brightness and ambient temperature. We understand that the longer travel time observed with the use of AppGuide in relation to walking stick is related to the adaptation of the VI with the system. We observed that as the subjects repeated the course with AppGuide, the time decreased, demonstrating that the longer the training, the shorter the course time. In fact, there is a process of adaptation with systems over time which would result in less time and with a probable increase in user satisfaction with the AppGuide use. It was also observed in the study by Poggi and Mattoccia (2016) when they proposed a mobility aid model for people suffering from VI. The model was based on 3D computer vision and machine learning techniques. In addition, Gao et al. (2015), presented a wearable system for ambulation with obstacle detection and suggested that training time could improve subjects' performance. In this context, if we had carried out the training with more trails and with daily repetitions, the possibility of a walking time could have been equal to that of the walking stick.

The airborne obstacle detection function showed above-average accuracy, indicating that AppGuide represents user safety in course walking with obstacles above the head, ahead and on the ground, reducing the chance of collision with obstacles. Although we have found a positive result with the use of the carton as an obstacle, the VI has several obstacles in the daily life; thus testing the system with other materials would be feasible and could result in different aspects due to ultrasonic reflectance detection. In fact, when Cardin, Thalmann and Vexo (2007), developed a system for detecting obstacles, they observed that the difference in the type of obstacle can alter the

sonar sensor reliability, leading to distortion of the information. This is associated with the dependent ultrasonic absorption coefficient of the object surface (KALLARA *et al.*, 2017). In this context, the good result we find does not indicate an accuracy for all types of objects, but it enlarges the range of options in the understanding for future resolution of these variables of information of the ultrasonic sensor in the obstacles identification.

We found 100% acceptance of VI in relation to light information. It demonstrates that brightness information facilitates visual acuity and sensitivity to contrast and visual field function since these factors influence walking in VI (ALEXANDER *et al.*, 2014). Shaheen *et al.* (2018), when studying the relation between luminosity and falls, they observed that VI individuals adopt the preventive gait in low light conditions, sometimes leading to falls. So, the result facilitates the physical strategy of the VI for ambulation, due to the luminosity feature inserted into the system and that allows the VI to know if the environment is light or dark (OHURA *et al.*, 2017)

The results were above average on the SUS scale regarding AppGuide's usability in color detection and indicated that some of the factors that may interfere with the color detection, such as external brightness, angle and distance from the object to the sensor, were partially resolved in our system. This occurred because we inserted and fixed the sensor inside the bracelet, with only one hole to pass the reflection, minimizing the factors that influence the colors detection. Thus, the sensor protection may be a procedure to be used to avoid interference of external brightness, rotation and the distance between the object and the sensor, since the brightness control and the orientation to the user are necessary for the good usability of the system (De La Rocha *et al.*, 2014). In addition, the way we assemble the system may decrease other influence on functionality, related to the rotation and proximity of the object (Yuan, Tian and

Arditi, 2011; Pattanavichai and Pattamavorakun, 2015; Sakthimani and Hemalatha, 2015).

The satisfactory result obtained with the temperature sensor demonstrated that this resource contributes to the harmonization of the VI with the climate (Taylore *et al.*, 2016) as well as, orient them as to the haptic signals to a point of interest and in the aid of ambulation (JENKINS, YUEN AND VOGTLE, 2015). In fact, the development of prototypes to aid the exploration and ambulation of environments, with the insertion of a temperature sensor (RAMYA, 2013; PRUDHVI e BAGANI, 2013), has facilitated the VI and made it possible to understand the influence of this resource on daily activities. For instance, Koutsoklenis and Papadopoulos (2018), when analyzing the spatial orientation of VI using temperature sensors as a facilitator for positional concepts, understood that this feature facilitates VI to use the remaining senses, increasing spatial recognition, and cognitive abilities.

The findings for SUS demonstrated the good usability of the AppGuide system, allowing subjects to achieve their goals independently. Although our score scored above the scale average, we believe that we could have a better evaluation. For instance, according to the largest standard deviation in item 6, we assign this result to a functional failure of the battery during the two-party test, leading to the momentary interruption of the test for battery replacement. In this context, the average rating of the SUS assessment could be better with the inclusion of an alarm stating that the battery is low.

5 Conclusion

AppGuide has proven to be a good usability system that may favor the daily life of VI, both to detect obstacles at different times, and to identify colors, brightness, and ambient temperature. The number of sensors we included in AppGuide did not interfere

with the usability of the system and did not present a communication error between the hardware and the software. These factors were fundamental for the VI to report on the good usability of the system. Although we have achieved the objectives proposed in this study, to improve the system with the insertion of other sensors, implementation of artificial intelligence techniques, alert control of problems occurring in the system, inclusion of recognition by camera and internet of things, for communication between systems from one user to another can provide more resources to the VI.

Ethical approval and consent to participate

All procedures performed in this study involving human subjects were in accordance with the ethical standards of the institutional and/or national research committee and with the 1964 Helsinki Declaration and its subsequent comparable ethical standards or changes. The experimental procedures adopted in this project were analyzed and approved by the Research Ethics Committee of the Federal University of Piauí.

Authors' contributions

Conceived and designed the experiment: ST. Performed the experiments: MA, GDL, and ST. Contributed data analysis: MA, GDL, and ST. Wrote the paper: MA, GDL, VC, VM, AST and ST. Headed the result analysis: MA, GDL, VC, VM, AST and ST.

Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

Acknowledgements

None declared.

Funding

Not applicable.

References

ADEBIYI, A. et al. Assessment of feedback modalities for wearable visual aids in blind mobility. **PLOS ONE**, 9 fev. 2017.

ALEXANDER, M. et al. Effect of ambient light and age-related macular degeneration on precision walking. **Optometry & Vision Science**, v. 91, n. 8, p. 990–999, 2014.

BINYAMIN, S.; RUTTER, M.; SMITH, S. the Utilization of System Usability Scale in Learning Management Systems: a Case Study of Jeddah Community College. **ICERI2016 Proceedings**, 2016.

CARDILLO, E. et al. An Electromagnetic Sensor Prototype to Assist Visually Impaired and Blind People in Autonomous Walking. **IEEE Sensors Journal**, 2018.

CARDIN, S.; THALMANN, D.; VEXO, F. A wearable system for mobility improvement of visually impaired people. **Visual Computer**, 2007.

DAIMIWAL, N.; SUNDHARARAJAN, M.; SHRIRAM, R. Comparative analysis of LDR and OPT 101 detectors in reflectance type PPG sensor. **International Conference on Communication and Signal Processing, ICCSP 2014 - Proceedings**, p. 1078–1081, 2014.

DE LA ROCHA, F. R. et al. A case study on assistive technology for visual impairment individuals: Adaptations in household appliances. **Journal of Control, Automation and Electrical Systems**, 2014.

FARCY, R. et al. Electronic travel aids and electronic orientation aids for blind people: Technical, rehabilitation and everyday life points of view. **Assistive Technologies for People with Vision & Hearing Impairments**, 2006.

FEDOROV, D. S. et al. Using of Measuring System MPU6050 for the Determination of the Angular Velocities and Linear Accelerations. **Automatics & Software Engineering**, 2015.

GAO, Y. et al. Wearable Virtual White Cane Network for navigating people with visual impairment. **Journal of Engineering in Medicine**, 2015.

JENKINS, G. R.; YUEN, H. K.; VOGTLE, L. K. Experience of multisensory environments in public space among people with visual impairment. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, 2015.

KALLARA, S. B. et al. Indriya - A Smart Guidance System for the Visually Impaired. **IEEE Xplore Compliant**, 2017.

KAMMOUN, S. et al. Toward a better guidance in wearable electronic orientation aids. **Lecture Notes in Computer Science**, 2011.

KOS, B.; GRODZICKI, M.; WASIELEWSKI, R. Electronic system for the complex measurement of a Wilberforce pendulum. **European Journal of Physics**, v. 39, n. 3, 2018.

KOUTSOKLENIS, A.; PAPADOPOULOS, K. Auditory Cues Used for Wayfinding in Urban Environments by Individuals with Visual. **ResearchGate**, 2018.

OHURA, F. et al. Study on Indoor Light Environment and Appearance. In: S., Y. (Ed.). **Lecture Notes in Computer Science**. [s.l.] Springer Verlag, 2017.

PATTANAVICHAI, S.; PATTAMAVORAKUN, S. **Creating detectors clothes' colors and presentations for the visually impaired**. International Conference on Science and Technology, TICST, 2015.

PEREIRA, A. et al. Blind Guide: An Ultrasound Sensor-based Body Area Network for Guiding Blind People. **Procedia Computer Science**, 2015.

POGGI, M.; MATTOCCIA, S. A wearable mobility aid for the visually impaired based on embedded 3D vision and deep learning. **Proceedings - IEEE Symposium on Computers and Communications**, 2016.

PRUDHVI, B. R.; BAGANI, R. Silicon Eyes : GPS-GSM based Navigation Assistant for Visually Impaired using Capacitive Touch Braille Keypad and Smart SMS Facility. **IEEE**, 2013.

RAMYA, V. Voice Assisted Embedded Navigation System for the Visually Impaired. **International Journal of Computer Applications**, 2013.

RASHID, H. et al. **Bilingual wearable assistive technology for visually impaired persons**. 1st International Conference on Medical Engineering, Health Informatics and Technology, MediTec, 2017.

SAKTHIMANI, S.; HEMALATHA, C. Assistive clothing pattern recognition for visually impaired people. **International Journal of Applied Engineering Research**, 2015.

SEMWAL, M. B. & S. Discrete Distance and Water Pit Indicator using AVR ATmega8 in Electronic Travel Aid for Blind. **International Journal of Disaster Recovery and Business Continuity**, 2015.

SHAHU, D.; SHINKO, I. A Low-cost Mobility Monitoring System for Visually Impaired Users. **IEEE**, 2017.

TAYLOR, L. et al. The Impact of Different Environmental Conditions on Cognitive Function: A Focused Review. **Front Physiol**, 2015.

Referências Bibliográficas

ADEBIYI, A. et al. Assessment of feedback modalities for wearable visual aids in blind mobility. **PLOS ONE**, 9 fev. 2017.

AL-FAHOUM, A. S.; AL-HMOUD, H. B.; AL-FRAIHAT, A. A. A Smart Infrared Microcontroller-Based Blind Guidance System. **Hindawi Publishing Corporation**, 2013.

BATTISTA, L.; ROMANIELLO, A. A novel device for continuous monitoring of tremor and other motor symptoms. **Neurological Sciences**, 2018.

BRADY, T. F. et al. Visual long-term memory has a massive storage capacity for object details. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, 2008.

CASSINELLI, A. et al. Do blind people move more confidently with the Tactile Radar ? **Technology and Disability**, 2014.

CECCHINATO, M.; COX, A.; BIRD, J. Smartwatches: the Good, the Bad and the Ugly? **CHI2015 Extended abstract**, 2015.

CHEN, H.-E. et al. BlindNavi: A Navigation App for the Visually Impaired Smartphone User. **Extended Abstracts of the ACM CHI'15 Conference on Human Factors in Computing Systems**, 2015.

CHENG, P. H. Wearable ultrasonic guiding device with white cane for the visually impaired: A preliminary verisimilitude experiment. **Assistive Technology**, 2016.

CHOI, B.; HWANG, S.; LEE, S. H. Indoor localization and wearable health devices for occupational safety and health. **Automation in Construction**, 2017.

DAKOPOULOS, D.; BOURBAKIS, N. G. Wearable Obstacle Avoidance Electronic Travel Aids for Blind: A Survey. **IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C (Applications and Reviews)**, 2010.

DHONGADE, M. Clothing Pattern Recognition for Blind using SURF and combined GLCM , Wavelet. **International Journal of Science and Research**, 2015.

ELLI, G. V; BENETTI, S.; COLLIGNON, O. Is there a future for sensory substitution outside academic laboratories? **Multisensory Research**, 2014.

GAO, Y. et al. Wearable Virtual White Cane Network for navigating people with visual impairment. **Journal of Engineering in Medicine**, 2015.

GARCÍA, A. R.; FONSECA, R.; DURÁN, A. **Electronic long cane for locomotion improving on visual impaired people. A case study.** Pan American Health Care Exchanges. **Anais...**2011.

GARCIA RAMIREZ, A. R. et al. Electronic long cane for locomotion improving on visual impaired people. A case study. **ResearchGate**, 2011.

- GIBSON, J. J. The Ecological Approach to the Visual Perception of Pictures. **Leonardo**, v. 11, 1978.
- GUO, C. et al. Prevalence, causes and social factors of visual impairment among Chinese adults: Based on a national survey. **International Journal of Environmental Research and Public Health**, 2017.
- HAKOBYAN, L. et al. **Mobile assistive technologies for the visually impaired** *Survey of Ophthalmology*, 2013.
- HICKS, S. L. et al. A Depth-Based Head-Mounted Visual Display to Aid Navigation in Partially Sighted Individuals. **PLoS ONE**, 2013.
- HOGGAN, E. et al. Audio or Tactile Feedback : Which Modality When **ACM**, 2009.
- JIANG, B. et al. Wearable Vision Assistance System Based on Binocular Sensors for Visually Impaired Users. **IEEE Internet of Things Journal**, 2018.
- JÓHANNESSEN, Ó. I. et al. Relative vibrotactile spatial acuity of the torso. **Experimental Brain Research**, 2017.
- KHENKAR, S. et al. **ENVISION: Assisted Navigation of Visually Impaired Smartphone Users**. (C.-C. M. M. B.-A. N. Q. V. J. E. Martinho R. Rijo R., Ed.) *Procedia Computer Science*, 2016.
- KOUROUPETROGLOU, G.; PINO, A.; RIGA, P. A methodological approach for designing and developing web-based inventories of mobile Assistive Technology applications. **Multimedia Tools and Applications**, 2017.
- LEE, B. C. et al. Improving Mobility for the Visually Impaired. **IEEE ConsumEr ElECTronICs magazInE**, 2018.
- LEE, J. et al. Sustainable wearables: Wearable technology for enhancing the quality of human life. **Sustainability (Switzerland)**, 2016.
- LOBO, L. et al. Sensory substitution: Using a vibrotactile device to orient and walk to targets. **Journal of Experimental Psychology: Applied**, 2018.
- MANUEL, A. et al. Blind Guide : An Ultrasound Sensor-based Body Area Network for Guiding Blind People *Blind Guide : an ultrasound sensor-based body area network for guiding blind people*. **Procedia - Procedia Computer Science**, 2015.
- MANUEL, J. et al. Stereo-based Aerial Obstacle Detection for the Visually Impaired To cite this version : HAL Id : inria-00325455 Stereo-based Aerial Obstacle Detection for the Visually Impaired. **Hal Archives Ouvertes**, 2008.
- MEKHALFI, M. L. et al. Recovering the sight to blind people in indoor environments with smart technologies. **Expert Systems with Applications**, 2016.
- MILIOS, E. et al. Sonification of Range Information for 3-D Space Perception. **IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering**, v. 11, n. 4, p. 416–421, 2003.

MURPHY, M. C. . B C F et al. Top-down influence on the visual cortex of the blind during sensory substitution. **NeuroImage**, v. 125, p. 932–940, 2016.

PATIL, K.; JAWADWALA, Q.; SHU, F. C. Design and Construction of Electronic Aid for Visually Impaired People. **IEEE Transactions on Human-Machine Systems**, 2018.

QIU, H.; WANG, X.; XIE, F. A Survey on Smart Wearables in the Application of Fitness. **Conf on Pervasive Intelligence and Computing**, 2017.

SAFFOURY, R. et al. Blind Path Obstacle Detector using Smartphone Camera and Line Laser Emitter. **IEEE**, 2016a.

SAFFOURY, R. et al. **Blind path obstacle detector using smartphone camera and line laser emitter**. International Conference on Technology and Innovation in Sports, Health and Wellbeing, Proceedings. **Anais...**2016b

SAKTHIMANI, S.; HEMALATHA, C. Assistive clothing pattern recognition for visually impaired people. **International Journal of Applied Engineering Research**, 2015.

SCHULZ, C. Visual Prosthesis: an update and future directions. **BUJO Views & Reviews**, 2016.

STRUMILLO, P. **Electronic interfaces aiding the visually impaired in environmental access, mobility and navigation**. 3rd International Conference on Human System Interaction, 2010.

TANVEER, M. S. R.; HASHEM, M. M. A.; HOSSAIN, M. K. Android assistant EyeMate for blind and blind tracker. **2015 18th International Conference on Computer and Information Technology, ICCIT 2015**, 2016.

TSENG, K. C. et al. Development of a wearable mobile electrocardiogram monitoring system by using novel dry foam electrodes. **IEEE Systems Journal**, 2014.

UDDIN, M. A.; SUNY, A. H. **Shortest path finding and obstacle detection for visually impaired people using smart phone**. 2nd International Conference on Electrical Engineering and Information and Communication Technology, iCEEiCT 2015.

VELAZQUEZ, R. et al. **Walling using touch: Design and preliminary prototype of a non-invasive ETA for the visually impaired**. 2005 27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2005

WANG, WEIZHEN; NAGAI, YUKARI; FANG, YUAN; MAEKAWA, M. Interactive technology embedded in fashion emotional design Case study on interactive clothing for couples. **Emeraldinsight**, 2018.

WRIGHT, R.; KEITH, L. Wearable Technology: If the Tech Fits, Wear It. **Journal of Electronic Resources in Medical Libraries**, v. 11, n. 4, p. 204–216, 2014.

XIN, Y. et al. A wearable respiration and pulse monitoring system based on PVDF

piezoelectric film. **Integrated Ferroelectrics**, 2014.

ZHENG, Y. L. et al. Unobtrusive sensing and wearable devices for health informatics. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 2014.

ZIMMERMAN, A. B.; LUST, K. L.; BULLIMORE, M. A. Visual acuity and contrast sensitivity testing for sports vision. **Eye and Contact Lens**, 2011.

ZÖLLNER, M. et al. NAVI - A proof-of-concept of a mobile navigational aid for visually impaired based on the microsoft kinect. **Lecture Notes in Computer Science**, 2011.

ZUPAN, A.; JENKO, M. Assistive technology for people with cerebral palsy. **Eastern Journal of Medicine**, 2012.

APÊNDICES

Apêndice A – Código da programação do hardware

```

////////////////////////////////////
// ALGORITMO DO DISPOSITIVO APP GUIDE           //////////////////////////////////
// DISSERTAÇÃO MESTRADO EM CIÊNCIAS BIOMÉDICAS - UFPI //////////////////////////////////
// MARCOS AURÉLIO AYRES DA SILVA               //////////////////////////////////
// ORIENTADOR: DR. SILMAR TEIXEIRA            //////////////////////////////////
// CO-ORIENTADOR: DR. GILDÁRIO DIAS          //////////////////////////////////
////////////////////////////////////

#include <I2Cdev.h>
#include <Wire.h>
#include <MPU6050.h>
#include <SoftwareSerial.h>
// #include <Ultrasonic.h>
#include <math.h>

// INSTÂNCIA DO BLUETOOTH
SoftwareSerial bluetooth(4, 3); //TX, RX (Bluetooth)

//Endereco I2C do MPU6050
const int MPU = 0x68;

//Variaveis para armazenar valores dos sensores
int AcX, AcY, AcZ, Tmp, GyX, GyY, GyZ;
int temperatura, anguloX, anguloY, anguloZ;

//Pinos de conexao do modulo TCS230
int s0 = 8;
int s1 = 9;
int s2 = 12;
int s3 = 11;
int out = 10;
int trig = 7;
int echo = 6;

//Ultrasonic ultrasonic(trig, echo);
#define luz A0
#define som 5
#define ativarVccCor 2

//Variaveis que armazenam o valor das cores
float red = 0;
float green = 0;
float blue = 0;
float vRed, vBlue, vGreen = 0;
int redA, redD, blueA, blueD, greenA, greenD = 0;
int vCores[5][3] = {{40, 46, 42}, {57, 53, 43}, {53, 56, 47}, {38, 38, 37}, {38, 36, 30}};

//GERAR VARIÁVEIS GLOBAIS
int vermelhoMenos, vermelhoMais, verdeMenos, verdeMais, azulMenos, azulMais;
String nomeCor;
int contador = 0;
int ultimaDistancia = 9999;
boolean corAtivada = false;
int tarefa = 0;

```

```

int      contadorTarefa = millis();
unsigned long tempoEspera = millis();
bool     acionadoCor = false, acionadoTemperatura = false, acionadoDistancia = false,
acionadoLuz = false;
int      vDistancia = 0, distanciaExata = 0;
bool     enviado = false;
String   ambiente = " ";
int      t, ni, nn = 10000;
int      tt = 0;
char     opcao;
char     angulo;
int      toleranciaCor = 50;
int      vCor;
int      soDistancia = 0;
int      pontoFlutuanteCor = 5; // DETERMINA A VARIAÇÃO DO CÓDIGO DA COR
int      laranjaR, laranjaG, laranjaB = 0;
int      brancaR, brancaG, brancaB = 0;
int      azulR, azulG, azulB = 0;
boolean  flag = false;
int      tamanhoPassada = 46;
int      xD1, xD2, xD3 = 0;
int      ultimaLuz;
int      ultimaTemperatura;

void setup() {
  // CONFIGURAÇÃO DE PORTAS E SENSORES
  beep();
  beep();
  beep();
  Serial.begin(9600);
  bluetooth.begin(38400);
  pinMode(som, OUTPUT);
  pinMode(trig, OUTPUT);
  pinMode(echo, INPUT);
  pinMode(s0, OUTPUT);
  pinMode(s1, OUTPUT);
  pinMode(s2, OUTPUT);
  pinMode(s3, OUTPUT);
  pinMode(out, INPUT);
  digitalWrite(s0, HIGH);
  digitalWrite(s1, HIGH);
  pinMode(ativarVccCor, OUTPUT);
  digitalWrite(ativarVccCor, LOW);
  Wire.begin();
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x6B);
  //Inicializa o MPU-6050
  Wire.write(0);
  Wire.endTransmission(true);
}
int vD1, vD2, vD3;

void loop() {
  if (bluetooth.available() > 0) {
    opcao = bluetooth.read();

    if (opcao == 'D') {
      tarefa = 1;
      digitalWrite(ativarVccCor, 0);
    }
  }
}

```

```

if (opcao == 'R') {
  tarefa = 2;
  digitalWrite(ativarVccCor, 0);
}
if (opcao == 'C') {
  tarefa = 3;
  redA = 0;
}
if (opcao == 'L') {
  tarefa = 4;
  digitalWrite(ativarVccCor, 0);
}
if (opcao == 'T') {
  tarefa = 5;
  digitalWrite(ativarVccCor, 0);
}
beep();
}

while (tarefa == 1) {
  lerBluetooth();
  giroAcel();
  Serial.println(anguloY);
  if (anguloY > -20) {
    if (distancia() == 0) {
      bluetooth.print("D4-");
      delay(2000);
    } else {
      if (distancia() > 0) {
        bluetooth.print("D2-");
        bluetooth.println(distancia());
        delay(2000);
      }
    }
  }
} else {
}

}
}
//////////////////////: END :////// FUNÇÃO DE DISTANCIA

//////////////////////: START :////// FUNÇÃO DE CORES
//tarefa = 3;
//digitalWrite(ativarVccCor, 1);
while (tarefa == 3) {
  lerBluetooth();
  /*
  if (flag == false) {
    color();
    vRed = (red * 87) / 100;
    vGreen = (red * 76) / 100;
    vBlue = (red * 65) / 100;
    Serial.println(vRed);
    Serial.println(vGreen);
    Serial.println(vBlue);
    flag = true;
  }
  */
  color();
  Serial.println(red);
  Serial.print(" -----> ");
}

```

```

Serial.print(green);
Serial.print(" - ");
Serial.print(blue);
Serial.print(" - ");
Serial.println(analogRead(luz));

if (red > 75 && red < 85 && analogRead(luz) > 850) {
  bluetooth.print("C-");
  bluetooth.println("Azul");
  Serial.println("Azul");
}
if (red > 65 && red < 70) {
  bluetooth.print("C-");
  bluetooth.println("Verde");
  Serial.println("Verde");
}

if (red > 45 && red < 60) {
  bluetooth.print("C-");
  bluetooth.println("Branco");
  Serial.println("Branco");
}
}
////////// END :////////// FUNÇÃO DE CORES ////////////
//////////: START :////////// FUNÇÃO DE LUMINOSIDADE
while (tarefa == 4) {
  bluetooth.print("L-");
  if (analogRead(luz) < 950) {
    bluetooth.println("Ambiente Claro");
  } else {
    bluetooth.println("Ambiente Escuro");
  }
  tarefa = 0;
}
//////////: END :////////// FUNÇÃO DE LUMINOSIDADE ////////////
//////////: START :////////// FUNÇÃO DE TEMPERATURA
while (tarefa == 5) {
  giroAcel();
  bluetooth.print("T-");
  bluetooth.println(temperatura);
  tarefa = 0;
}
//////////: END :////////// FUNÇÃO DE TEMPERATURA

//////////: START :////////// FUNÇÃO DE
RASTREAMENTO

while (tarefa == 2) {
  lerBluetooth();
  giroAcel();
  Serial.println(anguloY);

  while (anguloY > 10 && anguloY < 35) {
    giroAcel();
    xD1 = distancia();
    delayMicroseconds(100);
  }
  while (anguloY > -10 && anguloY < 10) {
    giroAcel();
    xD2 = distancia();
  }
}

```

```

    delayMicroseconds(100);
}
while (anguloY > -35 && anguloY < -10) {
    giroAcel();
    xD3 = distancia();
    delayMicroseconds(100);
}

if (anguloY > 35 && flag == false) {
    beep();
    flag = true;
} else {
    if (anguloY < -35 && flag == true) {
        beep();
        beep();
        if (xD1 < xD2 && xD1 < xD3) {
            if (xD1 == 0) {
                bluetooth.println("D4-");
            } else {
                bluetooth.print("D1-");
                bluetooth.println(xD1);
            }
        }
        if (xD2 < xD1 && xD2 < xD3) {
            if (xD2 == 0) {
                bluetooth.println("D4-");
            } else {
                bluetooth.print("D2-");
                bluetooth.println(xD2);
            }
        }
        if (xD3 < xD1 && xD3 < xD2) {
            if (xD3 == 0) {
                bluetooth.println("D4-");
            } else {
                bluetooth.print("D3-");
                bluetooth.println(xD3);
            }
        } else {
            bluetooth.print("D2-");
            bluetooth.println(xD3);
        }
        flag = false;
    }
}
} ////////////////////////////////////////////////////////////////////: END :///// FUNÇÃO DE RASTREAMENTO
}

```

```

void lerBluetooth() {
    if (bluetooth.available() > 0) {
        opcao = bluetooth.read();

        if (opcao == 'D') {
            tarefa = 1;
            digitalWrite(ativarVccCor, 0);
        } else {
            if (opcao == 'C') {
                tarefa = 2;
                redA = 0;
                digitalWrite(ativarVccCor, 1);
            }
        }
    }
}

```



```

    for (int x = 0; x < 10; x++) {
        color();
        vRed = red;
        vGreen = green;
        vBlue = blue;
    }
} else {
    if (opcao == 'L') {
        tarefa = 3;
        digitalWrite(ativarVccCor, 0);
    } else {
        if (opcao == 'T') {
            tarefa = 4;
            digitalWrite(ativarVccCor, 0);
        }
    }
}
}
}
beep();
}
}

// ESTA FUNÇÃO SERVE PARA LE TODOS OS CARACTERES DA SERIAL
// DESATIVADA TEMPORARIAMENTE
String leStringSerial() {
    String conteudo = "";
    char caractere;
    while (bluetooth.available() > 0) {
        caractere = bluetooth.read();
        if (caractere != '\n') {
            conteudo.concat(caractere);
        }
        delay(10);
    }
    //Serial.print("Recebi: ");
    //Serial.println(conteudo);
    return conteudo;
}

// FUNÇÃO PARA OBTER OS VALORES DOS PINOS DO SENSOR TCS230
void color() {
    for (int x = 0; x < 10; x++) {
        //Rotina que le o valor das cores
        digitalWrite(s2, LOW);
        digitalWrite(s3, LOW);
        //count OUT, pRed, RED
        red = pulseIn(out, digitalRead(out) == HIGH ? LOW : HIGH);
        digitalWrite(s3, HIGH);
        //count OUT, pBLUE, BLUE
        blue = pulseIn(out, digitalRead(out) == HIGH ? LOW : HIGH);
        digitalWrite(s2, HIGH);
        //count OUT, pGreen, GREEN
        green = pulseIn(out, digitalRead(out) == HIGH ? LOW : HIGH);
        delayMicroseconds(10);
    }
    red = (red * blue) / green;
}

// FUNÇÃO PARA RETORNAR A DISTÂNCIA EM CENTÍMETROS

```

```

int distancia() {
  unsigned long dist = 0;
  for (int x = 0; x < 10; x++) {
    delayMicroseconds(50);
    digitalWrite(trig, LOW);
    delayMicroseconds(5);
    digitalWrite(trig, HIGH);
    delayMicroseconds(10);
    digitalWrite(trig, LOW);
    unsigned long dura = pulseIn(echo, HIGH);
    dist = (dura / 2) / 29.144;
    delayMicroseconds(10);
  }
  return dist / tamanhoPassada;
}

//FUNÇÃO PARA LEITURA DO ACELERÔMETRO
void giroAcel() {
  Wire.beginTransmission(MPU);
  Wire.write(0x3B); // starting with register 0x3B (ACCEL_XOUT_H)
  Wire.endTransmission(false);
  //Solicita os dados do sensor
  Wire.requestFrom(MPU, 14, true);
  //Armazena o valor dos sensores nas variaveis correspondentes
  AcX = Wire.read() << 8 | Wire.read(); //0x3B (ACCEL_XOUT_H) & 0x3C (ACCEL_XOUT_L)
  AcY = Wire.read() << 8 | Wire.read(); //0x3D (ACCEL_YOUT_H) & 0x3E (ACCEL_YOUT_L)
  AcZ = Wire.read() << 8 | Wire.read(); //0x3F (ACCEL_ZOUT_H) & 0x40 (ACCEL_ZOUT_L)
  Tmp = Wire.read() << 8 | Wire.read(); //0x41 (TEMP_OUT_H) & 0x42 (TEMP_OUT_L)
  GyX = Wire.read() << 8 | Wire.read(); //0x43 (GYRO_XOUT_H) & 0x44 (GYRO_XOUT_L)
  GyY = Wire.read() << 8 | Wire.read(); //0x45 (GYRO_YOUT_H) & 0x46 (GYRO_YOUT_L)
  GyZ = Wire.read() << 8 | Wire.read(); //0x47 (GYRO_ZOUT_H) & 0x48 (GYRO_ZOUT_L)
  ////////////////////////////////////////////////////////////////////
  anguloX = atan(AcX / sqrt(pow(AcY, 2) + pow(AcZ, 2))) * (180.0 / 3.14);
  anguloY = atan(AcY / sqrt(pow(AcX, 2) + pow(AcZ, 2))) * (180.0 / 3.14);
  anguloZ = atan(AcZ / sqrt(pow(AcX, 2) + pow(AcY, 2))) * (180.0 / 3.14);
  temperatura = (Tmp / 340.00 + 36.53) - 8;
}

// FUNÇÃO DO BEEP
void beep() {
  tone(som, 954, 1000);
  delay(100);
  noTone(som);
}

// FUNÇÃO PARA DETERMINAR A ILUMINAÇÃO DO AMBIENTE
// TAMBÉM DEFINE A LUMINOSIDADE DO AMBIENTE EM LUX
// AINDA NÃO ESTA SENDO USADO NO PROJETO
void light (int RawADC0) { //double
  double Vout = RawADC0 * 0.0048828125;
  //int lux=500/(10*((5-Vout)/Vout));// <span lang="pt">usar esta equação , se o LDR está na
  parte superior do divisor</span><code><code>
  int lux = (2500 / Vout - 500) / 10;
  if (lux > 3) {
    ambiente = "Ambiente Claro";
  } else {
    ambiente = "Ambiente Escuro";
  }
}
//return lux;
}

```

Apêndice B – Código da programação do aplicativo *AppGuide*

```

when AccelerometerSensor1 - Shaking
do
  if BluetoothClient1 - IsConnected
  then
    set global rotatividade to get global rotatividade + 1
  else
    call conectar
  set lblStatus - Text to get global rotatividade
  if get global rotatividade == 6
  then
    set global rotatividade to 1
  if get global rotatividade == 1
  then
    call BluetoothClient1 - SendText
    text "D"
    call TextToSpeech1 - Speak
    message "distância"
    set btnAtivarDistancia - BackgroundColor to
    set btnRastrear - BackgroundColor to
    set btnAtivarCores - BackgroundColor to
    set btnAtivarLuminosidade - BackgroundColor to
    set btnAtivarTemperatura - BackgroundColor to
  if get global rotatividade == 2
  then
    call BluetoothClient1 - SendText
    text "R"
    call TextToSpeech1 - Speak
    message "rastrear"
    set btnAtivarDistancia - BackgroundColor to
    set btnRastrear - BackgroundColor to
    set btnAtivarCores - BackgroundColor to
    set btnAtivarLuminosidade - BackgroundColor to
    set btnAtivarTemperatura - BackgroundColor to
  if get global rotatividade == 3
  then
    call BluetoothClient1 - SendText
    text "C"
    call TextToSpeech1 - Speak
    message "cores"
    set btnAtivarDistancia - BackgroundColor to
    set btnRastrear - BackgroundColor to
    set btnAtivarCores - BackgroundColor to
    set btnAtivarLuminosidade - BackgroundColor to
    set btnAtivarTemperatura - BackgroundColor to
  if get global rotatividade == 4
  then
    call BluetoothClient1 - SendText
    text "L"
    call TextToSpeech1 - Speak
    message "luz"
    set btnAtivarDistancia - BackgroundColor to
    set btnRastrear - BackgroundColor to
    set btnAtivarCores - BackgroundColor to
    set btnAtivarLuminosidade - BackgroundColor to
    set btnAtivarTemperatura - BackgroundColor to
  if get global rotatividade == 5
  then
    call BluetoothClient1 - SendText
    text "I"
    call TextToSpeech1 - Speak
    message "clima"
    set btnAtivarDistancia - BackgroundColor to
    set btnRastrear - BackgroundColor to
    set btnAtivarCores - BackgroundColor to
    set btnAtivarLuminosidade - BackgroundColor to
    set btnAtivarTemperatura - BackgroundColor to

to conectar
do
  if compare texts btnConexao - Text = "Conectar"
  then
    if call BluetoothClient1 - Connect
    address call bancoDados - GetValue
    tag "macBluetooth"
    valueIfTagNotThere
    then
      if BluetoothClient1 - IsConnected
      then
        call TextToSpeech1 - Speak
        message "app guide conectado"
        set btnConexao - Text to "Desconectar"
        set Clock1 - TimerEnabled to true
      else
        call TextToSpeech1 - Speak
        message "Não conectou, veja o MEC do bluetooth"
        set btnConexao - Text to "Conectar"
        set Clock1 - TimerEnabled to false
    else
      call BluetoothClient1 - Disconnect
      call TextToSpeech1 - Speak
      message "bluetooth desconectado"
      set btnConexao - Text to "Conectar"
      set Clock1 - TimerEnabled to false
      set lblStatus - Text to "Status: aguardando leitura"

```

```

initialize global (idPedidosMerge) to "f1dEHXApqGxWyxE3-tQynYgYwziXaVMdgmRauG6ov6"

when btnOKMacBluetooth Click
do
  call bancoDados StoreValue
  tag macBluetooth
  valueToStore txtMACBluetooth Text
  set txtMACBluetooth Visible to false
  set btnOKMacBluetooth Visible to false

when btnRastrear Click
do
  call BluetoothClient1 SendText
  text R
  call TextToSpeech1 Speak
  message rastrear
  set btnAtivarDistancia BackgroundColor to #ccc
  set btnRastrear BackgroundColor to #008000
  set btnAtivarCores BackgroundColor to #ccc
  set btnAtivarLuminosidade BackgroundColor to #ccc
  set btnAtivarTemperatura BackgroundColor to #ccc

initialize global (idCliente) to 0
initialize global (codPedido) to 0
  
```

```

when lstConexao BeforePicking
do
  set lstConexao Elements to BluetoothClient1 AddressesAndNames

when Screen1 Initialize
do
  call TextToSpeech1 Speak
  message Aplicativo ativado
  if not BluetoothClient1 Enabled
  then
    set lblStatus Text to Status aguardando leitura
    call ActivityStarter1 StartActivity
  
```

```

initialize global (idPedidos) to "18CyVdcO3SM_UYzaO6wPwU0SDIm-aap5we82MDT1"

when btnConexao Click
do
  if compare texts btnConexao Text = Conectar
  then
    if call BluetoothClient1 Connect
    address call bancoDados GetValue
    tag macBluetooth
    valueIfTagNotThere #ccc
    then
      if BluetoothClient1 IsConnected
      then
        call TextToSpeech1 Speak
        message bluetooth conectado
        set btnConexao Text to Desconectar
        set Clock1 TimerEnabled to true
      else
        call TextToSpeech1 Speak
        message Não conectou, veja o MEO do bluetooth
        set btnConexao Text to Conectar
        set Clock1 TimerEnabled to false
      end
    else
      call BluetoothClient1 Disconnect
      call TextToSpeech1 Speak
      message bluetooth desconectado
      set btnConexao Text to Conectar
      set Clock1 TimerEnabled to false
      set lblStatus Text to Status aguardando leitura
  end
  
```

```

initialize global listaMenus to create empty list
  
```

```

initialize global data to " "
  
```

```

when btnAtivarLuminosidade Click
do
  call BluetoothClient1 SendText
  text L
  call TextToSpeech1 Speak
  message luz
  set btnAtivarDistancia BackgroundColor to #ccc
  set btnRastrear BackgroundColor to #ccc
  set btnAtivarCores BackgroundColor to #ccc
  set btnAtivarLuminosidade BackgroundColor to #008000
  set btnAtivarTemperatura BackgroundColor to #ccc
  
```

```

when btnAtivarCores Click
do
  call BluetoothClient1 SendText
  text C
  call TextToSpeech1 Speak
  message cores
  set btnAtivarDistancia BackgroundColor to #ccc
  set btnRastrear BackgroundColor to #ccc
  set btnAtivarCores BackgroundColor to #008000
  set btnAtivarLuminosidade BackgroundColor to #ccc
  set btnAtivarTemperatura BackgroundColor to #ccc
  
```

```

to gerarTelas
do
  set global listaTelas to make a list
  telaPrincipal
  telaCadastro
  telaPedidos
  set global listaMenus to make a list
  menuPrincipal
  menuSelecao
  menuEditar
  menuNovo
  menuPedidos
  
```

```

to exibirMenus menu
do
  for each item in list get global listaMenus
  do
    if get item = get menu
    then
      set HorizontalArrangement Visible
      of component get item
      to true
    else
      set HorizontalArrangement Visible
      of component get item
      to false
    end
  end
  
```

```

initialize global (tipoSensor) to create empty list
  
```

```

when Clock1 ~ Timer
do
  set global tipoSensor to create empty list
  initialize local dados to create empty list
  in
    if BluetoothClient1 ~ isConnected and call BluetoothClient1 BytesAvailableToReceive
    then
      set global tipoSensor to split text call BluetoothClient1 ReceiveText
      numberofbytes call BluetoothClient1 BytesAvailableToReceive
      at
      if length of list >= get global tipoSensor > 1
      then
        set dados to select list item list get global tipoSensor
        index
      else
        set dados to call BluetoothClient1 ReceiveText
        numberofbytes call BluetoothClient1 BytesAvailableToReceive
        if contains text select list item list get global tipoSensor
        piece
        then
          call TextToSpeech1 Speak
          message
          set lblStatus ~ Text to get dados
        if contains text select list item list get global tipoSensor
        piece
        then
          call TextToSpeech1 Speak
          message
          set lblStatus ~ Text to join get dados
          graus
        if contains text select list item list get global tipoSensor
        piece
        then
          call TextToSpeech1 Speak
          message
          set lblStatus ~ Text to join get dados
          passos acima da cabeça
          set lblStatus ~ Text to join get dados
          passos
        if contains text select list item list get global tipoSensor
        piece
        then
          call TextToSpeech1 Speak
          message
          set lblStatus ~ Text to join get dados
          passos a frente
          set lblStatus ~ Text to join get dados
          passos
        if contains text select list item list get global tipoSensor
        piece
        then
          call TextToSpeech1 Speak
          message
          set lblStatus ~ Text to join get dados
          passos no chão
          set lblStatus ~ Text to join get dados
          passos
        if contains text select list item list get global tipoSensor
        piece
        then
          call TextToSpeech1 Speak
          message
          set lblStatus ~ Text to objeto muito próximo
          set lblStatus ~ Text to objeto muito próximo
        if contains text select list item list get global tipoSensor
        piece
        then
          set lblStatus ~ Text to join get dados
          set lblStatus ~ Text to join get dados
    
```

```

initialize global listaTelas to create empty list
do
  to string op
  if get op = 1 then set Fus
  if get op = 2 then set Fus
  if get op = 3 then set Fus
  if get op = 4 then set Fus
  if get op = 5 then set Fus
  if get op = 6 then set glob
  if get op = 7 then set Fus
  if get op = 8 then set Fus
  if get op = 9 then set glob
  if
  then
    set FusionablesControl10 ~ Query to join
    SELECT idPedido FROM
    get global idPedidosMerge
    ORDER BY
    idPedido
    DESC
    call FusionablesControl10 SendQuery
  initialize global codigo to 0
  
```

```

when btnConfigBluetooth ~ Click
do
  set txtMACBluetooth ~ Visible to true
  set txtOkMacBluetooth ~ Visible to true
  set txtMACBluetooth ~ Text to call bancoDados GetValue
  tag
  valueIfTagNotThere macBluetooth
  
```

```

initialize global rotatividade to 0
  
```

```

when btnAtivarTemperatura ~ Click
do
  call BluetoothClient1 SendText
  text
  call TextToSpeech1 Speak
  message
  set btnAtivardistancia ~ BackgroundColor to
  set btnRastrear ~ BackgroundColor to
  set btnAtivarCores ~ BackgroundColor to
  set btnAtivarLuminosidade ~ BackgroundColor to
  set btnAtivarTemperatura ~ BackgroundColor to
  
```

```

to limparTextos
do
  set txtPesquisar ~ Text to
  set TextBox1 ~ Text to
  set TextBox2 ~ Text to
  set TextBox3 ~ Text to
  set TextBox4 ~ Text to
  
```

```

when btnAtivardistancia ~ Click
do
  call BluetoothClient1 SendText
  text
  call TextToSpeech1 Speak
  message
  set btnAtivardistancia ~ BackgroundColor to
  set btnRastrear ~ BackgroundColor to
  set btnAtivarCores ~ BackgroundColor to
  set btnAtivarLuminosidade ~ BackgroundColor to
  set btnAtivarTemperatura ~ BackgroundColor to
  
```

```

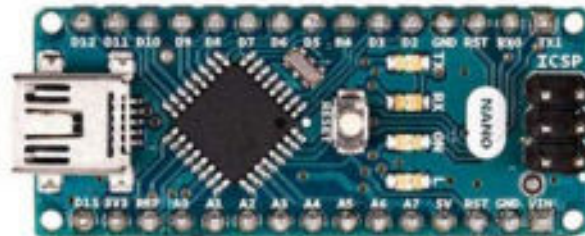
to exibirTela tela
do
  for each item in list get global listaTelas
  do
    if get item = get tela
    then
      set VerticalArrangement Visible
      of component
      to true
    else
      set VerticalArrangement Visible
      of component
      to false
  
```

```

initialize global idClientes to 1bTOnmcYmwA13RzJl1TXNmPdqvQSUbQ0UbPx3sM8
  
```

ANEXOS

Anexo A – Características do microcontrolador Arduino Nano



ARDUINO NANO

Code: A000005

The **Arduino Nano** is a compact board similar to the UNO.

The Arduino Nano is a small, complete, and breadboard-friendly board based on the ATmega328 (Arduino Nano 3.x). It has more or less the same functionality of the Arduino Duemilanove, but in a different package. It lacks only a DC power jack, and works with a Mini-B USB cable instead of a standard one.

Getting Started

You can find in the [Getting Started](#) section all the information you need to configure your board, use the [Arduino Software \(IDE\)](#), and start tinker with coding and electronics.

<https://www.arduino.cc/en/Guide/HomePage>

<https://www.arduino.cc/en/Main/Software>

TECH SPECS

Microcontroller	ATmega328
Architecture	AVR
Operating Voltage	5 V
Flash Memory	32 KB of which 2 KB used by bootloader
SRAM	2 KB
Clock Speed	16 MHz
Analog I/O Pins	8
EEPROM	1 KB
DC Current per I/O Pins	40 mA (I/O Pins)
Input Voltage	7-12 V
Digital I/O Pins	22
PWM Output	6
Power Consumption	19 mA
PCB Size	18 x 45 mm
Weight	7 g
Product Code	A000005

OSH: Schematics

The Arduino Nano is open-source hardware! You can build your own board using the following files:

EAGLE FILES IN .ZIP

<https://content.arduino.cc/assets/arduino-nano-reference.zip>

SCHEMATICS IN .PDF

https://www.arduino.cc/en/uploads/Main/Arduino_Nano-Rev3.2-SCH.pdf

Power

The Arduino Nano can be powered via the Mini-B USB connection, 6-20V unregulated external power supply (pin 30), or 5V regulated external power supply (pin 27). The power source is automatically selected to the highest voltage source.

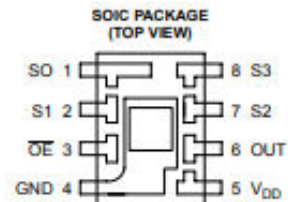
Anexo B – Conversor de frequência de luz de cores programável do sensor TC230



TCS230 PROGRAMMABLE COLOR LIGHT-TO-FREQUENCY CONVERTER

TAOS046 - FEBRUARY 2003

- High-Resolution Conversion of Light Intensity to Frequency
- Programmable Color and Full-Scale Output Frequency
- Communicates Directly With a Microcontroller
- Single-Supply Operation (2.7 V to 5.5 V)
- Power Down Feature
- Nonlinearity Error Typically 0.2% at 50 kHz
- Stable 200 ppm/°C Temperature Coefficient
- Low-Profile Surface-Mount Package

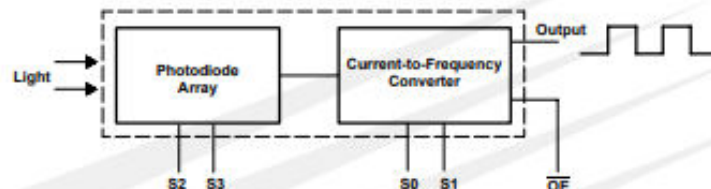


Description

The TCS230 programmable color light-to-frequency converter combines configurable silicon photodiodes and a current-to-frequency converter on single monolithic CMOS integrated circuit. The output is a square wave (50% duty cycle) with frequency directly proportional to light intensity (irradiance). The full-scale output frequency can be scaled by one of three preset values via two control input pins. Digital inputs and digital output allow direct interface to a microcontroller or other logic circuitry. Output enable (\overline{OE}) places the output in the high-impedance state for multiple-unit sharing of a microcontroller input line.

The light-to-frequency converter reads an 8 x 8 array of photodiodes. Sixteen photodiodes have blue filters, 16 photodiodes have green filters, 16 photodiodes have red filters, and 16 photodiodes are clear with no filters. The four types (colors) of photodiodes are interdigitated to minimize the effect of non-uniformity of incident irradiance. All 16 photodiodes of the same color are connected in parallel and which type of photodiode the device uses during operation is pin-selectable. Photodiodes are 120 μm x 120 μm in size and are on 144- μm centers.

Functional Block Diagram



The LUMENOLOGY® Company

Copyright © 2003, TAOS Inc.

Texas Advanced Optoelectronic Solutions Inc.

800 Jupiter Road, Suite 205 • Plano, TX 75074 • (972) 673-0759

www.taosinc.com

1



Tech Support: services@elecfreaks.com

Ultrasonic Ranging Module HC - SR04

Product features:

Ultrasonic ranging module HC - SR04 provides 2cm - 400cm non-contact measurement function, the ranging accuracy can reach to 3mm. The modules includes ultrasonic transmitters, receiver and control circuit. The basic principle of work:

- (1) Using IO trigger for at least 10us high level signal,
- (2) The Module automatically sends eight 40 kHz and detect whether there is a pulse signal back.
- (3) IF the signal back, through high level , time of high output IO duration is the time from sending ultrasonic to returning.

Test distance = (high level time × velocity of sound (340M/S) / 2,

Wire connecting direct as following:

- 5V Supply
- Trigger Pulse Input
- Echo Pulse Output
- 0V Ground

Electric Parameter

Working Voltage	DC 5 V
Working Current	15mA
Working Frequency	40Hz
Max Range	4m
Min Range	2cm
MeasuringAngle	15 degree
Trigger Input Signal	10uS TTL pulse
Echo Output Signal	Input TTL lever signal and the range in proportion
Dimension	45*20*15mm



Timing diagram

The Timing diagram is shown below. You only need to supply a short 10 μ s pulse to the trigger input to start the ranging, and then the module will send out an 8 cycle burst of ultrasound at 40 kHz and raise its echo. The Echo is a distance object that is pulse width and the range in proportion. You can calculate the range through the time interval between sending trigger signal and receiving echo signal. Formula: $\mu\text{s} / 58 = \text{centimeters}$ or $\mu\text{s} / 148 = \text{inch}$; or: the range = high level time * velocity (340M/S) / 2; we suggest to use over 60ms measurement cycle, in order to prevent trigger signal to the echo signal.

