

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ

FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



**PROPUESTA DE UNA METODOLOGÍA DE ESTIMACIÓN DEL
CONFORT ANTE VIBRACIONES Y ESFUERZOS A PARTIR DE
UN MODELO NUMÉRICO DE PERSONA CON DISCAPACIDAD
MOTRIZ QUE SE DESPLAZA SOBRE INFRAESTRUCTURA
PEATONAL PARA EVALUAR LA ACCESIBILIDAD DE
ESPACIOS PÚBLICOS**

Tesis para obtener el título profesional de Ingeniera Civil

AUTORA:

Andrea Patricia Ayala Corbacho

ASESOR:

Fernando José Campos De la Cruz

Lima, Diciembre, 2022

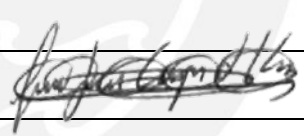
Informe de Similitud

Yo,ernando José Campos De la Cruz.....,
docente de la Facultad deCiencias e Ingeniería..... de la Pontificia
Universidad Católica del Perú, asesor(a) de la tesis/el trabajo de investigación titulado
Propuesta de una metodología de estimación del confort ante vibraciones y esfuerzos a partir de un modelo
numérico de persona con discapacidad motriz que se desplaza sobre infraestructura peatonal para evaluar
la accesibilidad de espacios públicos.....,
del/de la autor(a)/ de los(as) autores(as)
Andrea Patricia Ayala Corbacho.....,
.....,
.....,

dejo constancia de lo siguiente:

- El mencionado documento tiene un índice de puntuación de similitud de 13%. Así lo consigna el reporte de similitud emitido por el software *Turnitin* el 19/03/2023....
- He revisado con detalle dicho reporte y la Tesis o Trabajo de Suficiencia Profesional, y no se advierte indicios de plagio.
- Las citas a otros autores y sus respectivas referencias cumplen con las pautas académicas.

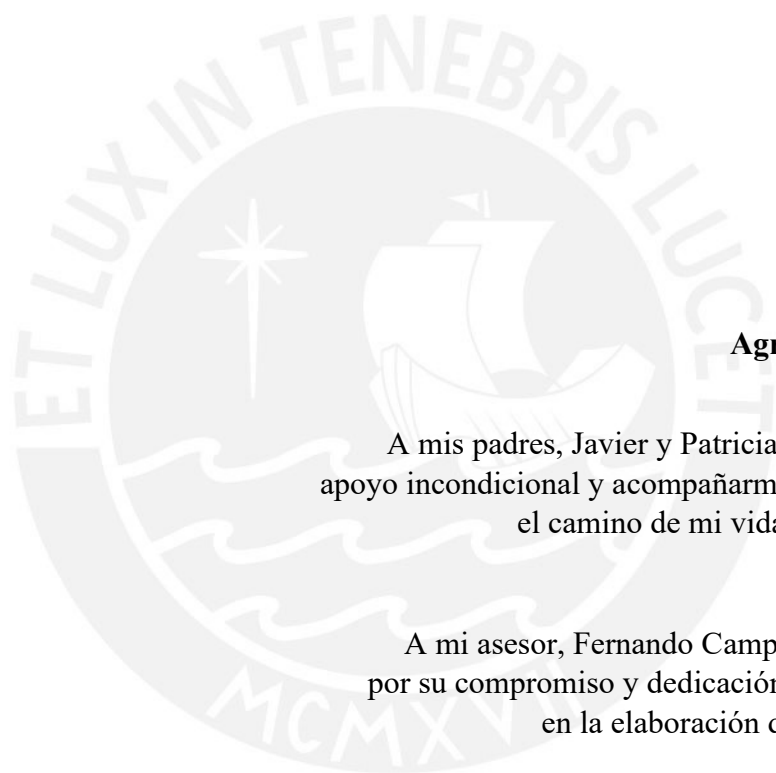
Lugar y fecha:Lima, 2 de marzo del 2023.....

Apellidos y nombres del asesor / de la asesora: Campos De la Cruz, Fernando José.....	
DNI: 41469213	Firma 
ORCID: 0000-0002-7827-2861	

RESUMEN

Las personas con movilidad reducida, específicamente las personas con discapacidad motriz que se desplazan con ayuda de una silla de ruedas, necesitan que la infraestructura peatonal les permita autonomía e integridad física. Detalles como desniveles en veredas, que causan vibración en una silla de ruedas, no son considerados ni estudiados. Y una cualidad de la accesibilidad debe ser ofrecer condiciones equitativas a todos los usuarios. En este sentido, si una persona con discapacidad motriz se siente incómoda al desplazarse o necesita de una segunda persona que la impulse por rampas porque son muy empinadas, entonces la infraestructura no es totalmente accesible. Además, la normativa y leyes peruanas de accesibilidad se basan generalmente en recomendaciones geométricas para catalogar una infraestructura peatonal como adecuada o no. Sin embargo, dichos parámetros, no son suficientes para asegurar que la infraestructura sea comfortable para este tipo de usuarios.

La presente tesis tiene como objetivo principal evaluar la accesibilidad de dos elementos de la infraestructura peatonal: rampas y veredas con alto relieve. Para esto se propone una metodología de estimación del confort ante vibraciones y esfuerzos a partir de un modelo numérico de una persona sentada que se desplaza sobre ruedas en la infraestructura peatonal. La metodología consiste en seleccionar el tipo de persona con discapacidad motriz y los elementos de la infraestructura peatonal que se van a evaluar, desarrollar el modelo geométrico simplificado que represente a una persona en silla de ruedas así como el modelo tridimensional de los elementos de la infraestructura peatonal, calibrar el modelo con datos de un artículo experimental, desarrollar simulaciones con el método de elementos finitos en ANSYS para los dos casos de estudio, realizar el tratamiento de resultados parciales en MATLAB y, por último, analizar los resultados finales obtenidos en base a comparaciones con la Norma ISO 2631 y artículos experimentales. Los resultados obtenidos para cada uno de los dos casos contemplados son: fuerzas totales requeridas para ascender de manera independiente por rampas y frecuencias de vibración que se transmiten al cuerpo humano al desplazarse, con una silla de ruedas, por veredas con alto relieve. Posteriormente, se validó que las hipótesis planteadas son correctas pues, a partir de simulaciones y tratamiento de datos, el confort ante vibraciones y esfuerzos es cuantificable y el nivel de accesibilidad es medible. Finalmente, a partir de los resultados obtenidos, se puede analizar el nivel de accesibilidad del caso de estudio en base a dos factores, la autonomía y el confort.



Agradecimientos

A mis padres, Javier y Patricia, por darme su apoyo incondicional y acompañarme durante todo el camino de mi vida universitaria.

A mi asesor, Fernando Campos De la Cruz, por su compromiso y dedicación para guiarme en la elaboración de este trabajo.

A los amigos que me dio la universidad, que hicieron que sea la mejor etapa de mi vida.

ÍNDICE

CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN	1
1.1. Descripción del problema.....	1
1.2. Justificación.....	2
1.3. Preguntas de investigación e hipótesis	3
1.3.1. Preguntas de investigación	3
1.3.2. Hipótesis.....	3
1.4. Objetivos	4
1.4.1. Objetivo general	4
1.4.2. Objetivos específicos.....	4
1.5. Alcances y limitaciones.....	5
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	6
2.1. Marco conceptual del enfoque de accesibilidad.....	6
2.1.1. Accesibilidad peatonal	6
2.1.2. Persona con discapacidad motriz	7
2.1.3. Infraestructura peatonal	7
2.1.4. Diseño universal.....	8
2.1.5. Nivel de servicio peatonal	9
2.1.6. Efectos físicos de una infraestructura.....	10
2.1.7. Confort peatonal.....	11
2.1.8. Nivel de accesibilidad peatonal.....	12
2.2. Marco conceptual de las herramientas digitales.....	13
2.2.1. Modelos computacionales multifísicos	13
2.2.2. Motores FEA	13
2.2.2.1. Ansys workbench	17
2.2.2.2. Ansys Transient Structural	19
2.2.3. Softwares de cómputo numérico	25
2.2.3.1. Plataforma de programación MATLAB.....	26
2.3. Estado del arte	29
2.3.1. Métodos de evaluación del nivel de accesibilidad peatonal.....	29
2.4. Antecedentes (Estudios similares).....	31
2.4.1. Estudios de efectos físicos producidos por vibraciones	32
2.4.2. Estudios de efectos físicos producidos por esfuerzos ejercidos al subir o bajar rampas.....	35

CAPÍTULO 3: METODOLOGÍA	38
3.1. Caracterización de la persona con discapacidad motriz e infraestructura peatonal	39
3.1.1. Caracterización de la persona con discapacidad motriz	39
3.1.1.1. Elección de la persona representativa con discapacidad motriz.....	39
3.1.1.2. Elección del tipo de silla de ruedas	41
3.1.2. Caracterización de la infraestructura peatonal	41
3.1.2.1. Elección de la característica principal de veredas con relieve.....	45
3.1.2.2. Elección de la característica principal de rampas.....	46
3.2. Desarrollo de modelos y simulaciones.....	47
3.2.1. Elección de datos experimentales referenciales	47
3.2.2. Flujo de trabajo en ANSYS.....	49
3.2.2.1. Selección de materiales (datos de ingeniería)	49
3.2.2.2. Creación de geometría.....	50
3.2.2.3. Definición de las condiciones de contorno.....	55
3.2.2.4. Configuración de análisis y condiciones iniciales.....	58
3.2.2.5. Procesamiento de la simulación	59
CAPÍTULO 4: CALIBRACIÓN Y TRATAMIENTO DE RESULTADOS PARCIALES	60
4.1. Calibración del modelo simplificado persona-silla de ruedas.....	60
4.2. Tratamiento de resultados parciales	62
4.2.1 Simulación del modelo simplificado sobre veredas adoquinadas	62
4.2.1.1 Selección de un modelo matemático del cuerpo humano	63
4.2.1.2 Solución de ecuaciones diferenciales en un software de cómputo numérico..	66
4.2.1.3. Resultados preliminares para vereda adoquinada.....	68
4.2.2. Simulación del modelo simplificado sobre rampas.....	70
4.2.2.1. Resultados preliminares para rampas	71
CAPÍTULO 5: ESTIMACIÓN DEL CONFORT EN EL CASO DE ESTUDIO: JR. AREQUIPA – ABANCAY	72
5.1. Zona de estudio	72
5.2. Selección de características de los elementos de la infraestructura peatonal que se van a modelar del Jr. Arequipa	73
5.2.1. Relieves en las veredas del caso de estudio	73
5.2.2. Pendientes de rampas en el caso de estudio	75
5.3. Desarrollo de modelos computacionales.....	77
5.3.1. Modelado de los elementos seleccionados de la infraestructura peatonal del Jr. Arequipa.....	78

5.4.	Desarrollo de simulaciones en un motor FEA.....	81
5.4.1.	Interacción entre los modelos de la persona y la infraestructura peatonal	81
5.4.1.1.	Simulación del modelo simplificado sobre veredas adoquinadas	81
5.4.1.2.	Simulación del modelo simplificado sobre rampas.....	82
5.5.	Tratamiento de resultados parciales	84
5.5.1.	Obtención de frecuencias de vibración para cada bloque del cuerpo humano	84
5.5.2.	Obtención de fuerzas totales.....	86
CAPÍTULO 6: ANÁLISIS DE RESULTADOS		87
6.1.	Análisis de resultados finales mediante comparaciones con estudios experimentales	87
6.1.1.	Análisis de frecuencias de vibración ocasionadas por veredas con relieve.....	87
6.1.2.	Análisis de fuerzas en pendientes.....	90
6.2.	Análisis de tendencias para evaluar el confort peatonal.....	94
6.2.1.	Relieves – vibración.....	94
6.2.2.	Rampas – fuerzas	97
Conclusiones y recomendaciones		101
Referencias bibliográficas.....		106
Anexos.....		109

ÍNDICE DE FIGURAS

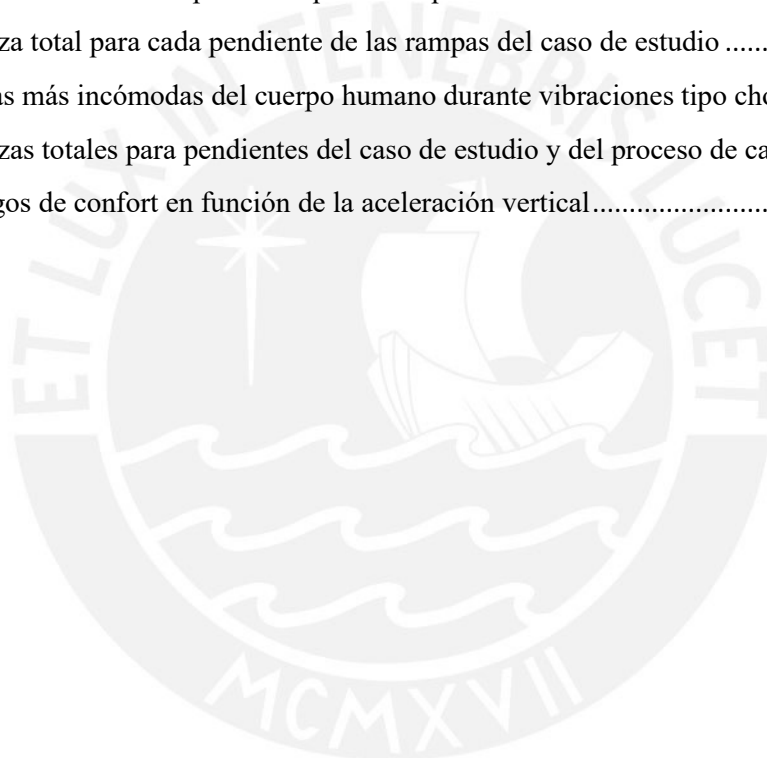
Figura 1. Perú: Población por tipo de limitación permanente	30
Figura 2. Malestar percibido al ascender.....	36
Figura 3. Malestar percibido al descender.....	37
Figura 4. Adulta mayor en silla de ruedas y acompañantes	43
Figura 5. Esquema del proyecto.....	49
Figura 6. Modelo simplificado persona-silla de ruedas	52
Figura 7. Modelo de vereda adoquinada	53
Figura 8. Modelo simplificado sobre vereda con adoquines.....	54
Figura 9. Modelo de rampa	54
Figura 10. Modelo simplificado sobre rampa	55
Figura 11. Sistema coordinado del modelo simplificado	56
Figura 12. Aceleración vertical en el tiempo	63
Figura 13. Modelo biodinámico del cuerpo humano	65
Figura 14. Aceleraciones de cada bloque del modelo biodinámico respecto del tiempo.....	69
Figura 15. Frecuencias de vibración (Hz) de cada bloque del modelo biodinámico.....	70
Figura 16. Vereda con adoquines de la cuadra 4 del Jr. Arequipa-Abancay.....	74
Figura 17. Vereda con adoquines de la cuadra 5 del Jr. Arequipa-Abancay.....	74
Figura 18. Rampas típicas de un cruceo peatonal.....	75
Figura 19. Rampa ubicada en el medio de la vía peatonal	76
Figura 20. Rampa ubicada en un cruceo peatonal de una esquina.....	77
Figura 21. Vista en planta de vereda adoquinada del Jr. Arequipa	78
Figura 22. Vista de perfil del modelo simplificado sobre vereda del Jr. Arequipa.....	78
Figura 23. Modelo computacional de rampa de 15.94° en cruceo peatonal del Jr. Arequipa....	79
Figura 24. Modelo computacional de rampa de 8.38° en medio de vereda en el Jr. Arequipa... 79	
Figura 25. Modelo computacional de rampa de 10.13° en cruceo peatonal del Jr. Arequipa....	80
Figura 26. Aceleración vertical del sistema simplificado al pasar sobre adoquines	82
Figura 27. Aceleraciones en el tiempo y aceleraciones promedio de las 4 rampas simuladas del caso de estudio.	83
Figura 28. Aceleraciones para cada bloque del modelo biomecánico humano.....	85
Figura 29. Frecuencias de vibración para cada bloque del modelo biomecánico del cuerpo humano.....	85
Figura 30. Frecuencias fundamentales para cada bloque de cuerpo humano.....	88
Figura 31. Gráfico de fuerza total vs ángulo	91

Figura 32. Gráfico de fuerza total vs pendiente	92
Figura 33. Esfuerzo percibido vs ángulos de inclinación.....	93
Figura 34. Vereda lisa del Jr. Lima	95
Figura 35. Aceleraciones verticales para vereda adoquinada y lisa	96
Figura 36. Frecuencias de vibración para vereda adoquinada y lisa	96
Figura 37. Gráfico de malestar percibido vs pendiente.....	97
Figura 38. Porcentaje de usuarios que logra impulsarse según el ángulo de inclinación.....	98
Figura 39. Porcentaje de usuarios que logra impulsarse según el ángulo de inclinación.....	99



ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Frecuencias de resonancia en una persona sentada	33
Tabla 2. Rangos de Confort.....	34
Tabla 3. Etapas para el desarrollo de la metodología.....	38
Tabla 4. Principales medidas según el ángulo de inclinación	48
Tabla 5. Rango de fuerza total según el ángulo de inclinación	61
Tabla 6 Verificación de calibración	62
Tabla 7. Valores numéricos de los parámetros del modelo 2.....	66
Tabla 8. Fuerzas totales para cada pendiente	71
Tabla 9. Aceleraciones totales promedio para cada pendiente.....	84
Tabla 10. Fuerza total para cada pendiente de las rampas del caso de estudio	86
Tabla 11. Zonas más incómodas del cuerpo humano durante vibraciones tipo choque.....	89
Tabla 12. Fuerzas totales para pendientes del caso de estudio y del proceso de calibración	91
Tabla 13. Rangos de confort en función de la aceleración vertical.....	94



CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN

En el Perú, según los datos del Censo Nacional 2017, el 10.3% de la población total posee algún tipo de discapacidad, es decir, 3 millones 209 mil 261 peruanos. Dentro de este grupo, las personas con dificultad para moverse o caminar, representan el 15.1% y son el grupo más percibido por la sociedad. Por otro lado, las personas con discapacidad visual representan el grupo más numeroso, sin embargo, del total de personas con algún tipo de discapacidad, el 40.1% son adultos mayores, lo que significa que, con el paso de los años, crece la incidencia de las enfermedades y la salud se deteriora (INEI, 2017).

1.1. Descripción del problema

La accesibilidad - que se entiende como el poder ofrecer condiciones equitativas a las personas con discapacidad, en comparación con las demás personas, al acceso del entorno físico - fue tomando mayor importancia en el país en la última década (Ministerio de Vivienda Construcción y Saneamiento, 2012). No obstante, en la sociedad peruana, se puede observar claramente cómo es que muchos de los diseños de proyectos urbanos enfocados en ser accesibles no son adecuados para poder ofrecer autonomía y comodidad a las personas con discapacidad motriz.

Las personas con discapacidad motriz no disfrutan de los espacios públicos. Esto se debe a que las calles, en su mayoría, presentan barreras arquitectónicas; es decir, aquellos obstáculos físicos que impiden que determinados grupos de la población puedan llegar, acceder o moverse por un espacio urbano. Para este grupo de personas con discapacidad física, las superficies irregulares dificultan su movimiento, las pendientes transversales pueden causarles inestabilidad, las pendientes longitudinales muy pronunciadas pueden requerir un sobreesfuerzo físico y las superficies ásperas entorpecen el movimiento de la silla de ruedas (Cabrera, 2019).

Si bien en el país se cuentan con lineamientos establecidos por normas y leyes para el diseño accesible en edificaciones y en la infraestructura peatonal, todo se basa en recomendaciones. Por ejemplo, la Norma A120 recomienda una pendiente longitudinal máxima de hasta 12%, pero no se cuenta con un sustento que demuestre el por qué esa es la máxima pendiente recomendable (RNE, 2019).

En este sentido, se puede notar que aún falta mucho trabajo por hacer en cuanto a lograr diseños urbanos que estén desarrollados bajo el principio del diseño universal y que ofrezcan autonomía y confort a las personas con discapacidad. Especialmente al grupo más percibido y que es considerado como el más crítico, la persona en silla de ruedas.

1.2. Justificación

Según la Defensoría del Pueblo, en el Perú, el 60% de las personas con discapacidad enfrentan dificultades para movilizarse por las calles porque no hay condiciones de accesibilidad (Llano, 2021). Es por esta razón que muchas personas no pueden ejercer libremente su ciudadanía y sus derechos para acceder a trabajos dignos, educación, salud, entre otros. Las personas con discapacidad física, que son aproximadamente 50 mil peruanos, necesitan que la accesibilidad en los proyectos urbanos les permita autonomía y una buena experiencia al desplazarse en los espacios públicos. Un punto importante para resaltar es la manera en que las personas con discapacidad motriz responden a los obstáculos en los espacios públicos: invierten mayor tiempo y energía; y se confinan a ciertos espacios (Mazurik et al., 2014). Es por ello que el diseño de la infraestructura peatonal, más allá de cumplir con las normas estandarizadas de accesibilidad para su construcción, debe ser planeada considerando también la integridad física de las personas con discapacidad motriz. A continuación, se presentan dos testimonios que ejemplifican el sentir de estos usuarios: “El material de la superficie como piedras, adoquines y cascajos también afecta nuestro desplazamiento porque genera dolor de columna y de riñón ya que la silla de ruedas rebota constantemente (...)”, “(...) ser autónomo significa ser capaz de tomar mis propias decisiones y al mismo tiempo ejecutarlas sin la ayuda de nadie. Es decir, decidir a donde voy y a la velocidad que desee sin recibir la ayuda de personas, ni siquiera la de mis familiares (...)” (Cabrera, 2019). Debido a esto, realizar una estimación del confort ante vibraciones y esfuerzos es necesario para poder entender mejor los requerimientos reales de las personas con discapacidad motriz. Solo así se podrán diseñar espacios públicos accesibles que faciliten el desplazamiento de las personas con movilidad reducida; y, de esta manera, lograr condiciones equitativas en el acceso al entorno físico.

1.3. Preguntas de investigación e hipótesis

1.3.1. Preguntas de investigación

¿Los parámetros actuales considerados en la evaluación de la accesibilidad peatonal son realmente efectivos?

¿Es factible representar indicadores de accesibilidad peatonal percibida con determinados elementos de la infraestructura peatonal?

¿Son cuantificables los efectos de la infraestructura peatonal a partir de un modelo simplificado de una persona con discapacidad motriz?

¿Es posible evaluar la accesibilidad a partir de la estimación del confort ante vibraciones y esfuerzos mediante un modelo numérico de persona con discapacidad motriz que se desplaza sobre infraestructura peatonal?

1.3.2. Hipótesis

A continuación, se presentarán las cuatro hipótesis que responden a cada pregunta de investigación planteada.

Los parámetros definidos actualmente para la evaluación de la accesibilidad peatonal son insuficientes debido a que no consideran las repercusiones de la infraestructura peatonal sobre la persona con discapacidad motriz.

A partir de simulaciones del modelo simplificado de una persona sentada en una silla de ruedas y su interacción con rampas y superficies con alto relieve se pueden obtener indicadores que representen la accesibilidad peatonal.

Los efectos de la infraestructura peatonal son cuantificables a partir de someter a estímulos el modelo simplificado de una persona en silla de ruedas en la entrada para obtener resultados medibles como salida.

Es posible evaluar la accesibilidad de los proyectos urbanos a partir de estimar el confort ante vibraciones y esfuerzos mediante un modelo numérico de una persona sentada en una silla de ruedas.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo general

Proponer una metodología para evaluar la accesibilidad de espacios públicos mediante la estimación del confort ante vibraciones y esfuerzos a partir de un modelo numérico de persona con discapacidad motriz que se desplaza sobre infraestructura peatonal

1.4.2. Objetivos específicos

Determinar los parámetros considerados en la evaluación de accesibilidad peatonal actual y los factores que repercuten en el usuario pero que aún no son incluidos en los proyectos urbanos

Seleccionar los elementos de la infraestructura peatonal y su característica representativa, que mejor simbolizan a la accesibilidad urbana, a partir de relaciones causa-efecto y observación directa

Evaluar los efectos de cada elemento de la infraestructura peatonal seleccionado previamente, sobre un modelo simplificado que represente a la persona con discapacidad motriz

Comparar los resultados del modelo numérico con normativa y datos experimentales para evaluar el confort de la persona con discapacidad motriz

1.5. Alcances y limitaciones

La presente tesis se limita a estudiar la interacción de las personas que se movilizan usando silla de ruedas con la infraestructura peatonal del Jr. Arequipa, calle principal de la ciudad de Abancay. En el estudio, la red de vías para vehículos no está incluida, además, tampoco se considera alguna otra infraestructura que no sea de uso exclusivo para la circulación peatonal.

El estudio se limita a estudiar las interacciones con dos elementos específicos de la infraestructura peatonal: rampas y veredas con alto relieve y rugosidad. En primer lugar, el estudio de rampas está enfocado a determinar, mediante modelos computacionales, la fuerza requerida que tiene que realizar el usuario de silla de ruedas según la pendiente para poder ascender de manera independiente. En segundo lugar, el estudio de los relieves en las veredas se desarrolla con el fin de determinar los niveles de frecuencias de vibración que se producen en la silla de ruedas y, por consiguiente, en el cuerpo humano.

Entonces, según lo propuesto, los entregables de la investigación son una recopilación de fotografías de la zona de estudio, el modelado computacional simplificado de una persona sentada en una silla de ruedas y los elementos de la infraestructura peatonal. Adicionalmente, se entrega la comparación de los resultados obtenidos con normativa como la ISO 2631 y datos de estudios experimentales para determinar el nivel de confort, autonomía y los rangos en los que los efectos físicos pueden ser perjudiciales para las personas con discapacidad motriz.

En base a lo obtenido anteriormente, se desarrolla una propuesta de una metodología de evaluación del confort ante vibraciones y esfuerzos a partir de un modelo numérico de persona en silla de ruedas que se desplaza sobre infraestructura peatonal. Esta metodología podrá ser adaptable a diferentes entornos y se ofrecerán recomendaciones según los resultados que podrían representar un factor adicional a tomar en cuenta al momento de desarrollar diseños de proyectos urbanos.

CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO

El marco teórico de la presente tesis está orientado a estudiar y verificar conceptos que estén relacionados con la accesibilidad, la discapacidad, la infraestructura peatonal y el confort. Además, se revisarán conceptos relacionados a softwares de simulación de modelos computacionales que serán la herramienta clave para el desarrollo de la investigación. Seguidamente, en el estado del arte, se describirá cómo es que se mide el nivel de accesibilidad en el Perú, lo que servirá como una base para una nueva propuesta que complemente dichas medidas. Finalmente, se presentarán estudios existentes enfocados en analizar efectos físicos en el cuerpo humano debido a la interacción con la infraestructura peatonal, estos estudios serán un eje de referencia para realizar comparaciones y verificar los resultados obtenidos en la tesis.

2.1. Marco conceptual del enfoque de accesibilidad

En esta sección del marco teórico se definirán y explicarán algunos conceptos que ayudarán a comprender el enfoque de la presente tesis.

2.1.1. Accesibilidad peatonal

Es la condición de acceso que brinda la infraestructura urbana para favorecer la movilidad y el desplazamiento autónomo de personas con discapacidad en igualdad de condiciones con las demás personas al entorno físico (RNE, 2019). Para lograr igualdad de condiciones se integran diferentes factores, como, por ejemplo, la seguridad, el tiempo y el confort.

Un ejemplo, que integra todos estos factores, podría darse en una vía rápida, que permite el paso peatonal mediante un puente con escaleras. Una persona sin discapacidad, que cuenta con un buen estado físico, puede cruzar fácilmente al otro lado de la pista sin mucho esfuerzo e invirtiendo unos escasos minutos. Sin embargo, para una persona con discapacidad motriz, que se desplaza con la ayuda de una silla de ruedas, le es imposible cruzar la pista usando el puente, por lo que esta persona tendrá que

desplazarse varias cuerdas hasta encontrar un cruceo peatonal que tenga rampas.

Ese desplazamiento adicional requerirá que la persona con discapacidad realice un mayor esfuerzo y, además, le tomará mucho más tiempo del que le tomó a la persona sin discapacidad que cruzó por el puente. En esta situación, se evidencia claramente la desigualdad de condiciones. Una verdadera accesibilidad peatonal permitiría que todas las personas, sin importar su condición física, puedan cruzar la pista en el mismo tiempo y empleando el mismo esfuerzo.

2.1.2. Persona con discapacidad motriz

Una persona con discapacidad motriz es aquella cuya condición de vida afecta el control y movimiento corporal, provocando alteraciones en el desplazamiento, el equilibrio, la manipulación, el habla y la respiración, limitando su desarrollo personal y social (Ministerio de Vivienda Construcción y Saneamiento, 2012). Este tipo de discapacidad se presenta cuando existen alteraciones en los músculos, huesos, articulaciones, etc.

Una persona que usa una silla de ruedas se encuentra en el grupo de personas con discapacidad motriz, sin embargo, esto oculta la discapacidad real que podría ser debido a anomalías orgánicas, deficiencias del sistema nervioso o por alteraciones viscerales (Cabrera, 2019).

2.1.3. Infraestructura peatonal

La infraestructura peatonal se refiere a las infraestructuras que funcionan como enlaces que conectan a las personas con sus familias, amigos, actividades que quieren realizar, eventos a los que quieren o necesitan asistir, etc. La infraestructura peatonal incluye, por ejemplo, veredas, cruces peatonales, paradas de autobús, escaleras, rampas, pasamanos, señalización, entre otros. El diseño y estado de esta infraestructura es muy importante pues, si existen inconvenientes, limitan

la capacidad de la persona para realizar sus actividades diarias, en especial para las personas con alguna discapacidad. Además, para una persona con movilidad reducida, los obstáculos que pueden existir en la infraestructura peatonal incurren en altos costos físicos, mentales y económicos; como resultado, se da un decremento de la actividad e interacción social (Gamache et al., 2020).

2.1.4. Diseño universal

El diseño universal se refiere a la planificación y creación de entornos y servicios que cualquier persona pueda utilizar, sin necesidad de adaptación o de diseños especializados (Congreso de la República del Perú, 2012). Es un concepto que aborda el bienestar de todas las personas sin excluirlas por su condición; el diseño universal es un medio para la implementación de la accesibilidad (Ministerio de Vivienda Construcción y Saneamiento, 2019).

Los principios del diseño universal son 7:

- Igualdad de uso
- Flexibilidad
- Uso simple y funcional
- Información comprensible
- Tolerancia al error
- Bajo esfuerzo físico
- Dimensiones apropiadas

Lograr un diseño universal para la infraestructura peatonal es un reto pues los peatones tienen requerimientos muy diferentes según sus condiciones (Cabrera, 2019). Por ejemplo, si se diseña un cruce peatonal pensando en una persona con discapacidad motriz, lo mejor sería que, en ese cruce, la pista y la vereda estén al mismo nivel y así facilitar su desplazamiento. Sin embargo, si se piensa en una persona con discapacidad visual esto podría representar una desventaja pues la persona

no detectaría cuando termina la vereda y empieza la pista y, por esta razón, se encontraría en una situación de riesgo.

Si se revierte la posición y nos situamos en los requerimientos de una persona con discapacidad visual, la implementación de baldosas podotáctiles, que son un tipo de sistemas esenciales que sirven para advertir a personas con problemas de visión de posibles riesgos en la calle, representarían una ventaja (Rojas Sánchez et al., 2019). No obstante, para una persona con discapacidad física que se desplaza en silla de ruedas, el alto relieve de dicha superficie generaría incomodidad pues la silla de ruedas vibraría al pasar por ese tipo de veredas implementadas con baldosas.

Hay muchos casos en los que, lo que beneficia a un grupo de personas, puede perjudicar a otro grupo ya que las condiciones de cada usuario son muy diversas. Debido a esto, lograr un diseño universal de la infraestructura peatonal es un reto muy complicado y, por esta razón, la meta principal es lograr desarrollar diseños que beneficien a la mayor cantidad de personas posible.

2.1.5. Nivel de servicio peatonal

Las barreras de movimiento para peatones con discapacidades se relacionan con las características de movimiento físico que estas personas tienen y las deficiencias de la infraestructura peatonal en zonas urbanas. Los diseños de proyectos urbanos pueden promover la cantidad y la calidad de los viajes. Para lograr esto, se deben eliminar barreras que impidan que todo tipo de usuarios puedan tener viajes agradables.

Los métodos de evaluación de la infraestructura peatonal tienen como objetivo mejorar la calidad de las calles para satisfacer las necesidades de todo tipo de usuarios. Una manera muy difundida de evaluar el estado de la infraestructura peatonal es usando el nivel de servicio peatonal (*Pedestrian Level of service* - PLOS). Este método

consiste en calificar las condiciones de las calles urbanas usando escalas de satisfacción del usuario. Normalmente, se definen seis niveles desde la A hasta la F, siendo A “excelentes condiciones” y F “condiciones deplorables”. Estas clasificaciones se obtienen mediante un sistema de puntuación, se define una lista con todas las condiciones a evaluar de la infraestructura peatonal y un evaluador va calificando cada punto de la lista. Al terminar la calificación, se obtiene un puntaje total y, según el rango en el que se encuentre, se da un resultado de nivel de servicio peatonal que puede ir desde la letra A hasta la letra F.

Este método del nivel de servicio peatonal se aplica, por lo general, para peatones estándar, por ejemplo, un hombre adulto en buen estado físico. Las evaluaciones PLOS, en muchos casos, no están condicionadas para abordar estudios de peatones con discapacidad. No obstante, en la última década se ha estado desarrollando una metodología DPLOS (*Disabled Pedestrian Level Of Service*) que tiene como objetivo hacer que las calles sean accesibles, placenteras e inclusivas para personas con discapacidad basándose en la identificación de factores clave que influyen en el nivel de servicio para peatones con movilidad reducida (Asadi-Shekari et al., 2013).

2.1.6. Efectos físicos de una infraestructura

Si los elementos de la infraestructura peatonal como rampas, veredas o cruces peatonales se encuentran en mal estado pueden ocasionar efectos físicos en el usuario, para la tesis, en una persona en silla de ruedas. Por ejemplo, si una vereda tiene huecos en el pavimento puede resultar incómodo pues la persona en silla de ruedas siente un golpe si las llantas pasan sobre este obstáculo.

Los efectos físicos en el cuerpo humano debido a una infraestructura peatonal también podrían darse por una mala ejecución de la construcción de las calles. Por ejemplo, una rampa en un cruce peatonal en la que la pista y el final de la rampa no se encuentran al mismo

nivel. En primer lugar, en el contexto de una persona en silla de ruedas que cruza y quiere subir a la vereda, este defecto constructivo implicaría que la persona realice un sobreesfuerzo. Esto debido a que debe impulsar la silla para subir la pequeña elevación, pasar a la rampa y finalmente entrar a la vereda. En segundo lugar, una persona, también en silla de ruedas, que quiere cruzar la pista tiene que bajar por la rampa. En este sentido, debido al defecto constructivo antes mencionado, la persona sentirá un salto que le causará incomodidad. Este detalle podría ser perjudicial para el caso de una persona que sufre dolores en la columna, para una persona operada, para una persona de la tercera edad con debilidad muscular, entre otros.

Finalmente, un mal diseño de la infraestructura peatonal también podría ocasionar efectos físicos en una persona con discapacidad motriz. Por ejemplo, veredas con un ancho efectivo muy limitado y que estuviera equipada con baldosas podotáctiles. En ese escenario, la persona en silla de ruedas tendría que pasar inevitablemente sobre las baldosas y, debido al alto relieve, se ocasionaría vibración en la silla de ruedas que pasaría directamente al cuerpo de la persona ocasionando molestias al usuario.

2.1.7. Confort peatonal

Caminar es el modo más importante de transporte, no solo como una manera de grandes transferencias de centros de actividad, sino también como una actividad recreativa (Cabrera, 2019). Al diseñar sistemas de circulación es importante reconocer esos aspectos. Una persona que se transporta en un automóvil puede controlar las condiciones de su entorno como la temperatura, el ruido, etc. Sin embargo, los peatones solo podemos adaptarnos a las condiciones de circulación proporcionadas, debido a esto, es importante que los diseños urbanos puedan ofrecer condiciones cómodas para los usuarios.

El confort se puede definir como el estado placentero de armonía física, psicológica y fisiológica que existe entre las personas y su entorno (Slater, 1985). Además, es señalado con un condicionante de la movilidad

peatonal. El análisis del confort peatonal puede dividirse en tres ramas: físico, psicológico y fisiológico; estas tres ramas están interrelacionadas y la satisfacción general depende de una buena mezcla de las tres (Todd, 1988). La comodidad física se logra cuando se minimiza el esfuerzo necesario para realizar actividades, en el caso de una persona que se moviliza con ayuda de una silla de ruedas, el diseño de las pendientes de las rampas debe ser óptimo pues una pendiente muy empinada demandaría esfuerzo adicional para el usuario y la calle dejaría de ser comfortable.

La comodidad psicológica, se refleja generalmente en imágenes visuales de la infraestructura peatonal. Por ejemplo, si una persona en silla de ruedas se está desplazando y observa discontinuidades en las calles o veredas en mal estado, se evocan imágenes negativas y consecuentemente, se evitan desplazamientos que limitan las actividades. Finalmente, el confort fisiológico se relaciona con situaciones estresantes en los espacios de circulación peatonal, por ejemplo, malas condiciones debido al ruido y la contaminación.

2.1.8. Nivel de accesibilidad peatonal

La accesibilidad peatonal, definida anteriormente como condiciones de acceso que brinda la infraestructura para facilitar la movilidad y el desplazamiento autónomo de las personas al espacio público, es evaluada de diferentes maneras (Ministerio de Vivienda Construcción y Saneamiento, 2019). El PLOS (*Pedestrian Level Of Service*) es una de las maneras más conocidas de evaluar la infraestructura peatonal, pero como se mencionó anteriormente, este método tiene deficiencias en cuanto a la evaluación considerando a personas con discapacidades.

En la presente tesis se evaluará el nivel de accesibilidad peatonal a partir de la cuantificación de los efectos producidos por la interacción de los usuarios con la infraestructura peatonal y su relación con el confort peatonal experimentado. Si una infraestructura demanda mucho esfuerzo

físico o implica que la persona sienta algún tipo de incomodidad o dolor durante su desplazamiento, el nivel de accesibilidad de esa infraestructura no será bueno. Sin embargo, si para movilizarse de un lugar a otro, la persona en silla de ruedas puede hacerlo en condiciones equitativas respecto a una persona estándar, esa infraestructura peatonal ofrece un buen nivel de accesibilidad a sus usuarios.

2.2. Marco conceptual de las herramientas digitales

2.2.1. Modelos computacionales multifísicos

Un modelo computacional se entiende como un modelo de las ciencias de la computación que requiere de muchos recursos computacionales para estudiar y analizar comportamientos de sistemas complejos mediante simulaciones en computadora. La multifísica es una disciplina computacional que involucra simulaciones simultáneas de múltiples modelos computacionales con diferentes parámetros para obtener resultados en escenarios disímiles. Por ejemplo, pueden incluirse combinaciones de mecánica y elementos finitos para estudiar algún caso en particular.

Existen softwares que permiten obtener soluciones multifísicas mediante examinación de efectos en diferentes combinaciones, estos son los motores FEA. Se crean una serie de simulaciones hasta alcanzar la solución que tenga la fidelidad más alta para eliminar problemas de confiabilidad, es decir, los resultados se obtienen mediante iteraciones al ejecutar los programas de las simulaciones que contienen los modelos a analizar.

2.2.2. Motores FEA

El Análisis de Elementos Finitos o también conocidos por su abreviatura en inglés (F.E.A.) es una herramienta muy empleada en la ingeniería para simular modelos físicos desde muy básicos a muy

complejos. Generalmente, un *mesh structure* o una estructura mallada es la parte o aspecto más importante de los análisis por elementos finitos. La exactitud de los análisis que se realizan en varios softwares CAE (*Computer Aided Engineering*) depende principalmente de la estructura mallada que se le asigna. Muchos softwares cuentan con diferentes herramientas de generación de mallas para obtener estructuras malladas que cumplan con el modelo físico o modelo de ingeniería como deformaciones estáticas, análisis dinámicos, sólidos, fluidos, análisis de temperatura, etc. En esta sección se dará una breve revisión de los 10 programas que emplean motores FEA más utilizados por profesionales de análisis de elementos finitos.

a. ANSYS

Es uno de los softwares de análisis de elementos finitos más utilizado en el mundo de la ingeniería. ANSYS tiene muchos tipos de herramientas para simular diferentes situaciones físicas y de ingeniería, como fluidos en CFX y Fluent, análisis de movimiento estático y dinámico, análisis térmicos y estructurales de estado estacionario y transitorio, análisis modales en los que se puede obtener información libre y frecuencias vibratorias, entre otras. Sin embargo, ofrece la ventaja de combinar todas estas diferentes situaciones físicas en ANSYS Workbench, la cual es una plataforma que integra la interacción dinámica.

b. SimScale

Es una alternativa robusta como software de análisis de elementos finitos. SimScale es un software asistido por computadora basado en la nube que incluye 3 herramientas principales. Estas herramientas de análisis de elementos finitos son: módulos para análisis térmicos, módulo CFD (Dinámica de Fluidos por Computadora) y análisis mecánicos generales como análisis estáticos y dinámicos, análisis vibratoriales, etc.

c. COMSOL Multiphysics

El software de análisis de elementos finitos COMSOL Multiphysics es principalmente reconocido por su conectividad con otros

softwares como MATLAB, Java y Autodesk Inventor. Y proporciona muchos tipos de herramientas de análisis, como aplicaciones eléctricas, fluidos, análisis mecánicos, sistemas estáticos y dinámicos, análisis químicos y acústicos.

d. OpenFoam

A diferencia de otros motores FEA, OpenFoam es un programa de software de código abierto. Es un software CFD (Dinámica de Fluidos por Computadora) gratuito. Sin embargo, a la fecha de la realización de la presente tesis, OpenFoam no dispone de módulos para análisis mecánicos acorde a lo requerido para el propósito.

e. ABAQUS

El software ABAQUS que desarrolla análisis de elementos finitos es uno de los softwares más cercanos en cuanto a las bondades ofrecidas por ANSYS. Tiene 5 softwares principales que proporcionan el desarrollo en su entorno: Abaqus CAE para componentes y ensamblajes mecánicos, Abaqus Standard con esquema de integración implícito, Abaqus Explicit para análisis FEA no lineales y transitorios, Abaqus CFD para análisis de dinámica de fluidos computacionales y finalmente Abaqus Electromagnetics para análisis electrónicos y electromagnéticos.

f. Altair HyperWorks

Es un software CAE (Ingeniería Asistida por Computadora) de proporcionado por Altair Engineering Inc. Las capacidades de Hypermesh o Hipermallado de Altair HyperWorks proporcionan herramientas para crear mallas efectivas para aplicaciones multifísicas.

g. Autodesk CFD

Los profesionales en el área de desarrollo y simulación de proyectos relacionados con el software de ingeniería han empleado Autodesk Inc. principalmente por su software CAD (Computer Aided Design), tales como Autocad e Inventor. Autodesk también proporciona un módulo CFD en el que los usuarios pueden simular sus sistemas de

fluidos sobre una base de análisis de elementos finitos. Sin embargo, este módulo no permite la simulación de sistemas mecánicos.

h. IVRESS

Es también una herramienta de ingeniería asistida por computadora muy original que contiene herramientas CFD y FEA. IVRESS también proporciona un entorno de realidad virtual para crear un análisis físico interactivo para los usuarios desarrolladores.

i. Nastran

Nastran es uno de los softwares de análisis de elementos finitos más emblemáticos que fue creado por la NASA. Los creadores de este software FEA son MSC (*Mission Systems Contract*). Nastran tiene varios tipos de herramientas de análisis de transitorios lineales, no lineales, de estado estacionario que van desde herramientas mecánicas hasta herramientas de fluidos. Los códigos fuente de Nastran están disponibles en varios tipos de software como NX Nastran, MSC Nastran, etc.

j. SAMCEF

Es otro software exitoso de análisis de elementos finitos desarrollado por SAMTECH. Se desarrolló con el propósito de realizar prototipos mecánicos virtuales, es decir, obtener simulaciones físicas de sistemas mecánicos y de ingeniería. Samcef lineal, Samcef mecánico lineal y no lineal, Samcef térmico lineal-no lineal son algunos de los módulos disponibles para emplear en su entorno.

Finalmente, tras una revisión de la paleta de software ofrecidos por la industria global de diseño e ingeniería asistida por computadora que emplea motores de análisis de elementos finitos para las simulaciones en su entorno, para la presente tesis, se empleará el software ANSYS. Este es elegido por su versatilidad, robustez y amplia comunidad de desarrolladores que permiten ser una referencia guía para el empleo del software. Si bien es cierto que no es un software libre, para el desarrollo

del modelo propuesto la versión Ansys Student es basta para la obtención de los resultados deseados.

2.2.2.1. Ansys Workbench

Es el software especializado de ANSYS encargado de integrar de forma dinámica las herramientas, módulos y software ofrecido por ANSYS. Es importante conocer el tipo de análisis que se va a desarrollar para saber qué módulo se adapta mejor para la aplicación. La disponibilidad de funciones para un análisis puede diferir según el módulo seleccionado. Un común denominador entre todos los módulos es que estos trabajan en la aplicación Mechanical propia del entorno, variando las funciones ofrecidas según el módulo seleccionado. Entre los módulos más empleados para simulación de análisis de elementos finitos se encuentran los siguientes (ANSYS, 2022).

a. Ansys Transient Structural

Por definición, un análisis transitorio involucra cargas que están en función del tiempo. En la aplicación Mechanical, se puede realizar un análisis transitorio en una estructura flexible o en una rígida. Este tipo de análisis es empleado para determinar la respuesta dinámica de una estructura bajo alguna acción o carga dependiente del tiempo. Puede ser empleado para determinar los desplazamientos, deformaciones, tensiones y fuerzas en una estructura a medida que es sometida a cualquier carga transitoria preconfigurada. La evaluación del objeto a prueba es dada al punto que la inercia o los efectos de amortiguación se consideren para los resultados. Si los efectos de inercia y amortiguación no son importantes, es preferible realizar un análisis estático en lugar del análisis transitorio.

b. Ansys static structural

En un análisis estructural estático es posible determinar los valores de desplazamientos, deformaciones y fuerzas en las estructuras o componentes causados por cargas que no inducen efectos de inercia y amortiguación significativos o indispensables para el análisis y obtención

de resultados. Las condiciones a las que es sometida la estructura u objeto de análisis son asumidas como constantes o varían muy lentamente con respecto al tiempo. Los tipos de carga para estas condiciones de trabajo son: fuerzas y presiones externas aplicadas, fuerzas de inercia en estado estacionario tal como la gravedad o velocidad de rotación, desplazamientos impuestos distintos de cero y temperaturas que permitirán una deformación térmica en el objeto de estudio.

c. Ansys explicit dynamics

Es un módulo que permite simular una dinámica explícita transitoria con la que se puede realizar una variedad de simulaciones de ingeniería, incluido el modelado del comportamiento dinámico lineal y no lineal de sólidos, fluidos, gases y su interacción. Presenta una relativa semejanza con el análisis estructural transitorio, su principal diferencia es que este módulo realiza énfasis en el análisis a detalle de periodos cortos o instantáneos de tiempo. Entre sus aplicaciones principales se encuentran análisis de impactos desde 1m/s a inclusive 5000m/s, grandes deformaciones y no linealidades geométricas, condiciones de contacto complejas, comportamiento complejo de materiales incluidos daños y fallos del material, respuesta estructural no lineal que incluya pandeo o ruptura y propagación de ondas de choque a través de sólidos y líquidos.

El módulo de dinámica explícita es, en conclusión, más adecuado para eventos que tienen lugar durante periodos cortos de tiempo, del rango de milisegundos. Es posible modelar eventos que duren más de 1 segundo; sin embargo, es poco recomendable ya que los tiempos de ejecución de la simulación son muy prolongados que pueden llegar a días o semanas, estos en función a la capacidad computacional del ordenador en el que se realiza la simulación.

Finalmente, tras realizar una revisión de los módulos más empleados en ANSYS y encontrando correlación con el propósito de la presente tesis, se ha seleccionado el módulo de *Ansys Transient Structural*. Selección basada en el hecho de que es requerida la inclusión de efectos

de inercia y amortiguación para la simulación, así como el desarrollo de las simulaciones en periodos mayores a 1 segundo.

2.2.2.2. Ansys Transient Structural

En esta sección se describirá el flujo general de trabajo necesario para realizar cualquier análisis desarrollado en el presente módulo y que fue utilizado para desarrollar todas las simulaciones de la presente tesis. A continuación, se describen todos los pasos a seguir para la correcta configuración de la simulación (ANSYS, 2022).

a. Datos de ingeniería

En este apartado se utiliza para definir o acceder a modelos de materiales para el análisis. Están disponibles diferentes materiales diferenciados por grupos según sus propiedades físicas, si son elásticos, hiperelásticos, plásticos, etc. De esta manera, es posible usar materiales previamente definidos en el software para el análisis. Estos materiales ya contienen información como la densidad, propiedades isotrópicas tales como el módulo de Young, coeficiente de Poisson, módulos de volumen, módulos de corte y propiedades de resistencia. Por otro lado, si un material necesario para el análisis no está definido en la librería de datos de ingeniería, es posible definirlo e ingresar sus propiedades manualmente.

b. Geometría

En este apartado es posible crear, editar, importar y actualizar el modelo de geometría que se utilizará para el análisis. A partir de Ansys Workbench se trabaja la geometría usando las siguientes herramientas:

-*Design Modeler*, los datos de la geometría del cuerpo se pueden importar mediante las funciones de geometría externa que pueden ser de datos CAD. Además, la geometría se puede crear mediante el uso de las funciones de operación de cuerpo o patrón de esta herramienta. Si es necesario crear la geometría del cuerpo desde cero, se debe trabajar, en primer lugar, con bosquejos en 2D creados con nodos y líneas. En segundo lugar, se extruyen

dichos bosquejos para obtener cuerpos en 3D. Finalmente, en función a cada elemento tridimensional creado, se unen las partes para obtener la geometría total necesaria para realizar la simulación.

-*Space Claim*, es la mejor herramienta de modelado 3D directo para el diseño rápido de conceptos y la manipulación de geometrías. En este espacio se agregan y manipulan geometrías del diseño principalmente a través de operaciones de extracción y movimiento. Es muy versátil y contiene diversas maneras de realizar tareas de manera sencilla. Además, permite ensamblar y desarticular cuerpos creados previamente con la herramienta *Design Modeler*.

c. Modelo

En este apartado se definen las propiedades de la geometría ya creada y destinada para el tipo de análisis seleccionado (*Transient Structural*). Los subniveles de este apartado proporcionan la información sobre el objeto modelo. Dicho modelo agrupa geometría, asignaciones de materiales, conexiones y configuraciones de mallado.

o Geometría

En esta sección se importa automáticamente la geometría ya definida en el apartado anterior. Dicha geometría se importa por elementos separados para que sea posible definir los materiales de cada elemento, el tipo de conexiones entre cada elemento y las propiedades de mallado.

o Materiales

En esta sección se importan los materiales seleccionados y/o creados en el apartado de Datos de Ingeniería. De esta manera, como se mencionó anteriormente, es posible asignar el material a cada uno de los elementos del cuerpo o geometría total importada.

o Sistemas Coordinados

En esta sección se definen todos los sistemas de coordenadas que pueda incluir el objeto, por ejemplo, sistemas de coordenadas globales, es

decir, para toda la geometría que compone el sistema, así como sistemas de coordenadas locales que pertenecen a cada uno de los elementos independientes del objeto. Dichos sistemas son de utilidad pues serán el eje de referencia para la definición de los soportes, cargas, articulaciones, entre otros.

- Conexiones

En esta sección, una vez que se tienen todas las piezas de la geometría del cuerpo definidas con su material y sistemas coordinados, se adicionan las conexiones entre dos o más piezas. Además, se incluyen las configuraciones globales que se aplican a todos los componentes del cuerpo tales como las regiones de contacto, soldadura por puntos, interacciones entre cuerpos, etc. Principalmente, esta sección se divide en dos tipos de configuración que son fundamentales para el proceso de simulación: los contactos y las juntas.

- Contactos

La elección del tipo de contacto adecuado depende del tipo de problema que se esté intentando resolver. Modelar la capacidad de los cuerpos para separarse, mantenerse pegados o abrirse ligeramente es importante para obtener las tensiones y fuerzas que se produzcan en la simulación. Los tipos de contactos que existen en el software son:

- Unido (*Bonded*): Esta es la configuración predeterminada y se aplica por defecto a todas las regiones de contacto del cuerpo como superficies, sólidos, caras, aristas y líneas. Esta configuración hace que, entre las regiones de contacto que estén unidas, no haya deslizamiento ni separación de caras o bordes.
- Sin separación (*No separation*): Es un tipo de configuración similar a Unido, la diferencia es que esta solo se aplica a regiones de caras en sólidos 3D o aristas en regiones 2D.

- Sin fricción (*Frictionless*): Este tipo de ajuste modela un contacto de presión normal igual a cero si se produce una separación. Por lo tanto, es posible que se puedan formar espacios o deslizamientos libres entre los cuerpos por efectos de alguna carga.
- Áspero (*Rough*): Es un ajuste que modela un contacto de fricción perfectamente áspero donde no hay deslizamiento. Solo es posible aplicar este tipo de contacto a caras o aristas ya que corresponde a una fricción infinita entre los cuerpos.
- Friccional (*Frictional*): Es un tipo de configuración que permite que las dos geometrías en donde se aplique solo puedan soportar esfuerzos cortantes hasta cierta magnitud. Una vez que dicha magnitud es sobrepasada, los cuerpos pueden deslizarse entre sí.
- Coeficiente de fricción: Este ajuste permite ingresar un valor de coeficiente de fricción manualmente para las regiones de contacto seleccionadas.

○ Juntas

La elección de las juntas sirve para determinar los grados de libertad del cuerpo. Para el solucionador de ANSYS mecánico, los grados de libertad se definen según la ubicación y la orientación del centro de masa de los cuerpos. Existen diferentes tipos de juntas que se pueden configurar para definir los grados de libertad establecidos en el software, a continuación, se describirán los principales.

- Junta fija: Se restringen todos los grados de libertad.
- Articulación revoluta: Se restringen todos los grados de libertad a excepción de la rotación en uno de los ejes.
- Junta cilíndrica: Se restringen todos los grados de libertad a excepción de una rotación y un desplazamiento en cualquiera de los ejes.
- Junta traslacional: Se restringen todos los grados de libertad a excepción del desplazamiento en uno de los ejes.

- Junta esférica: Se restringen todos los grados de libertad de desplazamiento y se permiten las rotaciones en los 3 ejes del cuerpo.
- Junta plana: Se permiten rotaciones en dos ejes y desplazamiento en solo un eje. La restricción es que una cara de un elemento esté en contacto siempre con otra superficie, es decir, puede desplazarse solo en un plano y girar respecto a este.

o Mallado

En esta sección se define el mallado el cual es un paso muy importante para el análisis mediante elementos finitos. El mallado es un proceso en el que se discretiza la geometría en elementos y nodos. Esta malla, en conjunto con las propiedades del material, se utiliza para representar matemáticamente la rigidez y la distribución de masa de la estructura. Todos los nodos y elementos se entrelazan automáticamente en el momento de la resolución. El tamaño de los elementos depende de varios factores como el tamaño general de los cuerpos, la curvatura, entre otros. Mientras más fina es la malla se obtienen resultados más precisos, sin embargo, el procesamiento de la solución se vuelve mucho más pesado.

Las configuraciones globales de mallado se encuentran agrupadas y son:

- Dimensionamiento: Se definen valores de tamaño de malla predeterminados de tamaño de malla, se describe cómo se calculan los tamaños predeterminados y cómo responden los valores cuando se definen nuevos tamaños de malla. Permite observar el promedio de la superficie de cada elemento de la malla.
- Calidad: Se define la calidad de la malla y se describen los pasos para configurar la calidad de malla. Además, permite seleccionar el suavizado de la malla mediante las opciones de bajo, medio y alto.
- Estadística: Permite ver y solicitar información sobre el número total de nodos y elementos de la malla.

d. Configuración

En este apartado se involucran las configuraciones propias del tipo de análisis seleccionado, en este caso, un análisis transitorio. Este tipo de análisis comprende cargas que están en función del tiempo. Se puede usar para determinar desplazamientos, deformaciones, tensiones y fuerzas que varían en el tiempo en una estructura a medida que responde a cualquier carga transitoria.

o Condiciones iniciales

Incluye parámetros de condición inicial para su uso en un análisis estructural transitorio (solo velocidad) o un análisis de dinámica explícita (velocidad o velocidad angular y altura de caída).

o Configuración de análisis

Cuando se ha definido previamente el tipo de análisis que se va a realizar, la aplicación *Mechanical* inserta automáticamente en el árbol de desarrollo un objeto de configuración de análisis. Con esta configuración se pueden definir varias opciones de solución, es posible predefinir pasos (*steps*) en diferentes instantes de tiempo, indicando variables como el número de *steps*, instante de inicio del *step*, instante de fin del *step*, etc. Al indicar en la simulación estos valores se permite que, al agregar las magnitudes de las cargas, sea posible analizar el comportamiento de esta durante el *step* especificado. Así, se logra una dependencia en el tiempo dada la naturaleza del análisis. El contar con una mayor cantidad de *steps* permite un análisis más detallado de la respuesta en el tiempo, así como poder variar de forma suave o brusca los valores a los que se encuentra sometido el objeto en la simulación.

o Gravedad terrestre estándar

Esta condición de contorno simula efectos gravitacionales terrestres en un cuerpo en forma de una fuerza externa. Este tipo de cargas hacen que el cuerpo se mueva en la dirección de la gravedad. La gravedad es un ejemplo de una aceleración con una convención de signo opuesto y una magnitud fija.

- Soporte fijo

Esta condición de contorno evita que un cuerpo se mueva o se deforme. Generalmente este tipo de configuración se define en la base o superficie sobre la que se desarrollará la simulación si se trata de un sistema o cuerpo moviéndose sobre otro. Por ejemplo, en una simulación de un auto sobre una pista, la pista tendrá la configuración de soporte fijo pues será indeformable y fija ya que el auto se moverá sobre ella.

- Condiciones de contorno

En esta sección se definen las cargas, los soportes y las condiciones individuales que se utilizan como condiciones de contorno en el entorno de un modelo. Por ejemplo, se pueden añadir cargas, desplazamientos, velocidades y aceleraciones como vectores en un punto específico del cuerpo para mover todo el sistema durante la simulación.

e. Solución

En este apartado, finalmente, se procesan todas las configuraciones definidas previamente y se establecen los tipos de resultados y formatos para ver la solución. Los resultados de la simulación que se pueden establecer son de deformación (velocidad, aceleración), tensión (normal, cortante, etc.), estrés (normal, cortante, etc.), energía y fatiga. Además, es posible configurar en qué eje se desea analizar lo requerido, sobre qué elemento específico del cuerpo, etc.

2.2.3. Softwares de cómputo numérico

Se trata de un tipo de software que ayuda a resolver cálculos numéricos. Existen diversas plataformas destinadas a ayudar a resolver problemas de ingeniería, a continuación, se presentarán algunas de las más reconocidas (Bautista, 2020).

- MATLAB: Es un programa y lenguaje de desarrollo y programación de alto nivel. Está destinado a científicos, investigadores y estudiantes de los campos de la física y la matemática. Debido a su gran potencia de

cálculo y su gran librería de funciones, permite realizar tareas complejas. Sin embargo, este programa no es gratuito y puede llegar a ser muy costoso adquirir una licencia.

- Octave: Es un programa de cálculo numérico gratuito y compatible con MATLAB. Este lenguaje de alto nivel proporciona capacidades gráficas extensas para la manipulación y visualización de datos. Se utiliza a través de una interfaz de línea de comandos interactiva.
- Scilab: Este programa permite hacer cálculos numéricos y también cálculos simbólicos como derivadas de funciones polinomiales y racionales. Tiene una gran cantidad de funciones matemáticas y es posible integrar programas en los lenguajes más comunes como Java, C, y Fortran. Es compatible con MATLAB y su sintaxis es muy parecida.
- Sagemath: Es un software desarrollado en Harvard. Permite realizar gran cantidad de cálculos numéricos complejos incluidos el álgebra ya sea lineal o numérica, cálculo, estadística, gráficos, etc. Este programa tiene su propia sintaxis que fue desarrollada en Python.

Finalmente, tras una revisión de algunos de los softwares de cómputo numérico más reconocidos, para la presente tesis, se empleará MATLAB pues es el software que ofrece una mayor cantidad de librerías, comandos y bibliografía en general. Además, se considera que la Pontificia Universidad Católica del Perú ofrece licencias estudiantiles gratuitas para el alumnado, por lo que, se hace uso de este beneficio.

2.2.3.1. Plataforma de programación MATLAB

MATLAB es la abreviatura de “*matrix laboratory*”, es decir, laboratorio de matrices. Es una plataforma de programación numérica empleada por millones de ingenieros y científicos para analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos. Combina un entorno

perfeccionado para procesos iterativos de análisis y diseño con un lenguaje de programación que expresa matemáticas y matrices. Las prestaciones de MATLAB son:

- Análisis de datos: Explorar, modelar y visualizar datos.
- Gráficas: Visualizar y explorar datos.
- Desarrollo de algoritmos: Diseñar algoritmos para aplicaciones.
- Creación de apps: Crear apps de escritorio y de web.
- Uso de otros lenguajes: Permite utilizar MATLAB con Python, Java, C/C+, entre otros.
- Hardware: Permite conectar MATLAB con el hardware.
- Cálculo paralelo: Efectuar cálculos a gran escala en equipos multinúcleo, GPU, etc.
- Despliegue: Permite compartir programa de MATLAB.
- Cálculo en la nube: Realizar la ejecución en entornos de la nube desde MathWorks o en nubes públicas.

MATLAB se puede utilizar para diversos fines, algunos de los usos más resaltantes de este programa son (MathWorks, 2021):

- Diseñar, probar e implementar sistemas de control
- Procesamiento y análisis de señales y datos de series temporales.
- Preparación de datos, diseño, simulación y despliegue para redes neuronales.
- Desarrollo e implementación de softwares de supervisión de condiciones de mantenimiento predictivo.
- Adquirir, analizar y explorar datos, así como automatizar pruebas.
- Crear programas o scripts de desarrollo de aplicaciones específicas

La estructura referencial para desarrollar un *script* en Matlab se basa en una lógica secuencial lineal que hace dependiente una línea de código de la línea anterior, esto debido a los espacios de memoria computacional ocupadas por el programa en el ordenador. A continuación,

se hará una revisión de los componentes principales de una *script* (MathWorks, 2021).

- ✓ Variables del área de trabajo: El área de trabajo contiene variables creadas dentro de MATLAB o importadas a la plataforma a partir de archivos u otros programas. Por ejemplo “A” es una variable y se define como $A=\text{sqr}(4)$.
- ✓ Estructuras de control: Hay diversos grupos de estructuras de control según su función. Por ejemplo, se encuentran los controles condicionales tales como “*if*”, “*else*” y “*switch*” que permiten seleccionar en tiempo de ejecución qué bloque de código se va a ejecutar. En adición, se encuentran también los controles de bucle como “*for*”, “*while*”, “*continue*” y “*break*” los cuales proporcionan control sobre los bucles de programas.
- ✓ Llamada de funciones: MATLAB ofrece una gama amplia de funciones que realizan tareas computacionales. Las funciones trabajan como una especie de subrutinas o métodos de otros lenguajes de programación. Es importante mencionar que es posible crear un identificador para cualquier función del programa y luego usar ese identificador para hacer referencia a dicha función. De esta manera, se puede ejecutar la función mediante el uso de un identificador.
- ✓ Graficas en dos y tres dimensiones: Para la creación de gráficas de líneas bidimensionales, se usa la función “*plot*”. El programa permite etiquetar los ejes, agregar títulos, definir colores de los gráficos, elegir tipos de líneas, etc. Por otro lado, para la creación de gráficas tridimensionales, las cuales están definidas por una función de dos variables, se crea un conjunto de puntos en el dominio de la función usando “*meshgrid*”. Luego se crea una superficie usando la función “*surf*” la cual muestra las líneas de conexión y las caras de la superficie en color y “*mesh*”, la cual produce superficies de malla.

- ✓ Matrices y arreglos: Todas las variables de MATLAB son arreglos multidimensionales sin importar el tipo de datos que se use. Por ejemplo, una matriz es un arreglo bidimensional que se usa muy a menudo para el álgebra lineal. El término matriz es usado para indicar una variable que contiene números reales o complejos dispuestos en una cuadrícula bidimensional. Un arreglo, es un vector, matriz o cuadrícula de números de más dimensiones. Además, se debe mencionar que todos los arreglos de MATLAB son rectangulares.
- ✓ Datos multivariados: MATLAB usa un análisis orientado a columnas para datos estadísticos multivariados. Es así como cada columna de un conjunto de datos representa una variable y cada fila, una observación.
- ✓ Expresiones: MATLAB ofrece expresiones matemáticas que incluyen matrices completas. En así que, no se requiere la declaración de los tipos de las variables. Los nombres de una variable constan de una letra seguida de cualquier cantidad de letras, números o guiones bajos.

En base a todos los componentes descritos, en la presente tesis se desarrollará una *script* con el fin de procesar los resultados parciales obtenidos de la simulación en ANSYS y convertirlos en los resultados finales que serán analizados.

2.3. Estado del arte

En esta sección del marco teórico se definirá cómo se evalúa, actualmente, el nivel de accesibilidad peatonal de los proyectos urbanos.

2.3.1. Métodos de evaluación del nivel de accesibilidad peatonal

La accesibilidad de los proyectos urbanos actualmente se mide de manera empírica. Las principales fuentes de información de personas con discapacidad provienen de censos, encuestas en hogares y entrevistas especializadas. Por ejemplo, en el Perú se cuenta con el Informe

Estadístico Multisectorial del CONADIS el cual es un documento que brinda información estadística relevante sobre la temática en discapacidad a las instituciones públicas, privadas y población en general.

Dentro de la información que se pone a disposición sobre el ámbito nacional, se presentan los resultados de los Censos Nacionales, la Encuesta Nacional Especializada en Discapacidad y el Registro Nacional de la persona con discapacidad del CONADIS. En la Encuesta Nacional Especializada en Discapacidad del 2012 se obtuvo porcentajes de la prevalencia de discapacidad según el tipo de limitación permanente. En la figura 1, se observa que la limitación más prevalente es la física con un 59.2%. Además, se debe aclarar que para esta encuesta se consideró que una persona puede presentar más de un tipo de discapacidad (CONADIS, 2019).

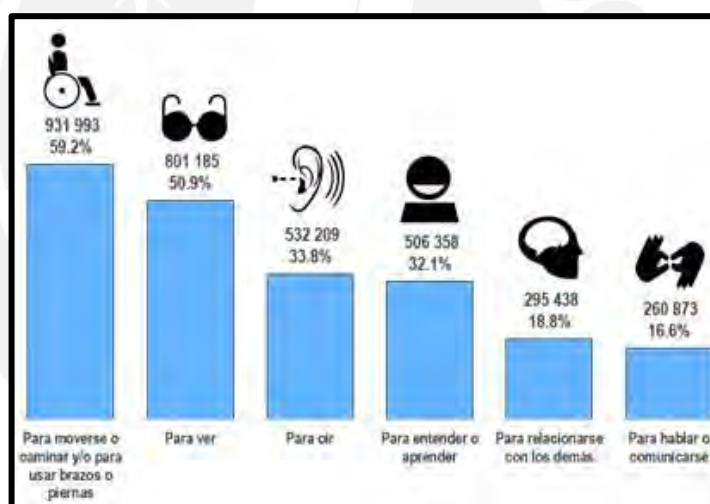


Figura 1. Perú: Población por tipo de limitación permanente

Adaptado de la "Encuesta Nacional Especializada en Discapacidad", por INEI, 2012.

Por otro lado, para garantizar la accesibilidad urbana en el país, se cuentan con normas y leyes que ofrecen especificaciones y condiciones técnicas mínimas de diseño con el fin de que los espacios urbanos sean accesibles para todas las personas. Y, de esta manera, brindar el derecho a la accesibilidad según los principios del diseño universal (Ministerio de Vivienda Construcción y Saneamiento, 2019). Sin embargo, a pesar de tener estándares de construcción, en muchos casos no se ofrecen las

condiciones necesarias para que una persona con movilidad reducida se desplace de manera autónoma y confortable por las calles.

Para evaluar el nivel de accesibilidad peatonal en espacios públicos, se toma como base las especificaciones técnicas de las normas para determinar si los elementos de la infraestructura peatonal cumplen con los requerimientos mínimos de diseño establecidos. Por ejemplo, en la Ordenanza que regula la accesibilidad universal y fomenta la inclusión en el distrito de Miraflores, para las veredas en espacios públicos, la pendiente máxima recomendada en veredas de espacios públicos es de 12% para una elevación de hasta 72cm y, los cambios en el nivel de las veredas pueden ser de hasta de 6 milímetros sin ningún tratamiento de bordes considerado (Municipalidad de Miraflores, 2016).

No obstante, se puede notar que las maneras de evaluar el nivel de accesibilidad peatonal están centradas en parámetros geométricos de la infraestructura. No se toman en cuenta otros factores como los efectos que surgen a partir de la interacción entre dichas infraestructuras y los usuarios tales como incomodidades físicas, dolores y sobreesfuerzos.

2.4. Antecedentes (Estudios similares)

La persona con discapacidad tiene derecho a vivir de forma independiente en la comunidad, en igualdad de condiciones que las demás (Congreso de la República del Perú, 2012). Por tanto, la infraestructura peatonal debe estar diseñada de tal manera que la persona con movilidad reducida, y hablando del caso crítico, una persona en silla de ruedas pueda desplazarse independientemente sin realizar mucho esfuerzo para cruzar por rampas y sin sentir incomodidad o dolor al pasar por superficies que causen vibraciones excesivas.

Los estudios de los efectos físicos en el cuerpo humano contribuyen a entender mejor las necesidades de las personas con discapacidad en cuanto a su experiencia desplazándose por la infraestructura peatonal. Estos estudios representan un factor adicional que los proyectos urbanos no consideran cuando

se desarrollan los diseños de los espacios públicos. Además de cumplir con las normativas de diseños accesibles, las sensaciones que experimentan estas personas son factores clave para determinar el éxito de los proyectos urbanos pues.

Existen estudios realizados, por diferentes ramas de la ingeniería, enfocados en medir los efectos físicos sobre el ser humano en diferentes contextos. Este tipo de investigaciones generalmente se realizan con voluntarios y los resultados son las opiniones debido a las experiencias de las personas en los ensayos que se relacionan con niveles de confort.

A continuación, se presentan estudios que evidencian los efectos físicos negativos que puede sufrir el cuerpo humano como consecuencia a diferentes exposiciones. Estos estudios son experimentales, no obstante, se debe tener claro que, en el estudio de la presente tesis, los estudios de los efectos físicos se harán en modelos computacionales y se obtendrán resultados por medio de respuestas a simulaciones. Dichos resultados se compararán con los rangos de confort expresados por usuarios de investigaciones existentes y, de esta manera, se podrá concluir si es posible obtener resultados confiables usando modelos computacionales.

2.4.1. Estudios de efectos físicos producidos por vibraciones

El efecto de la vibración en el cuerpo humano como mecanismo mecánico y biológico es un fenómeno muy complejo. La información confiable sobre la magnitud de las fuerzas necesarias para producir daños en el cuerpo humano es muy limitada. Sin embargo, hay muchas áreas de la ingeniería que se dedican a estudiar estos fenómenos.

En primer lugar, se presentará una investigación realizada en la India por el Instituto de Tecnología de Rajarambapu en el año 2003 que muestra los efectos de la vibración vehicular en el cuerpo humano. Para este estudio, se realizaron múltiples pruebas de vibraciones en una persona sentada en base a niveles de aceleración para diferentes frecuencias. Se trabajó con lecturas obtenidas de transformadas de Fourier y a partir de

estas, se desarrollaron gráficos de frecuencia vs aceleración. A continuación, en la tabla 1, se muestran los resultados de las frecuencias de resonancia de las estructuras del cuerpo para una persona sentada. Cabe resaltar que una frecuencia de resonancia es aquella que hace que un sistema alcance el grado máximo de oscilación. En este sentido, para el estudio, dichas frecuencias son las que generarían los efectos físicos más perjudiciales en el cuerpo humano.

Tabla 1.
Frecuencias de resonancia en una persona sentada

Frecuencia (Hz)	Parte del cuerpo
3 - 4	Resonancia en el cuello
4	Resonancia en las vértebras lumbares
5	Resonancia en los hombros
20.3	Resonancia entre la cabeza y los hombros
60	Resonancia en los globos oculares

Nota: Adaptado de “Effect Of Vehicle Vibration On Human Body – RIT Experience”, por Katu,2003.

Se observa que, la frecuencia de resonancia más alta se da en los ojos con una magnitud de 60 Hz, seguida de la resonancia entre la cabeza y los hombros, la cual es de 20.3 Hz. Frecuencias de resonancia más bajas de 3, 4 y 5 Hz afectarían al cuello, vértebras y hombros respectivamente. Del estudio se rescata que las magnitudes de frecuencias que se encuentran en el rango de 0 a 80 Hz afectan al cuerpo humano y en la figura 1 se observa que todas las frecuencias se encuentran en ese rango (Katu et al., 2003).

Luego, obtenidos los resultados de los análisis de frecuencias, se trabajan las conclusiones en base a la norma española ISO 2631 “Evaluación de la exposición humana a las vibraciones de cuerpo entero”. Se detallan los efectos de vibraciones periódicas, aleatorias y transitorias sobre la salud de las personas expuestas a vibraciones de cuerpo entero durante viajes, trabajo y actividades de ocio. Esta norma se aplica principalmente a personas sentadas pues los efectos de vibración en

personas de pie es un campo más desconocido (Asociación Española de Normalización y Certificación, 2008). De la interrelación de resultados, se obtuvieron rangos de confort de una persona según las vibraciones en el auto que se presentan en la tabla 2.

Tabla 2.
Rangos de Confort

Vibración	Reacción
Menos de 0.315m/s ²	No incómodo
0.315 hasta 0.63 m/s ²	Un poco incómodo
0.5 hasta 1 m/s ²	Bastante incómodo
0.8 hasta 1.6 m/s ²	Incómodo
1.25 hasta 2.5 m/s ²	Muy incómodo
Más de 2 m/s ²	Extremadamente incómodo

Nota: Adaptado de “Effect Of Vehicle Vibration On Human Body – RIT Experience”, por Katu, 2003.

Se observa que se tiene una experiencia confortable para aceleraciones verticales menores de 0.315m/s², a partir de este valor en adelante, la experiencia se hace inconfortable, siendo así que para aceleraciones verticales mayores de 2m/s² se tiene una experiencia inconfortable extrema.

Adicionalmente, en cuanto a las respuestas fisiológicas obtenidas en este estudio, se encontró que las frecuencias de vibración que están en un rango de 4 a 10 Hz provocan dolor en el pecho. Los dolores de espalda parecen ocurrir muy particularmente entre 8 a 12 Hz. Por último, los dolores de cabeza, la fatiga ocular y las irritaciones en los intestinos y vejiga suelen estar asociados con frecuencias entre 10 a 20 Hz (Katu et al., 2003).

En segundo lugar, se presenta un estudio experimental desarrollado en Corea en el año 2010. En dicha investigación, se estudiaron las consecuencias debido a la exposición del cuerpo humano frente a

vibraciones de tipo choque en vehículos que son transmitidas al cuerpo a través del asiento.

En este estudio experimental, se produjeron sistemáticamente varias señales de choque, la frecuencia fundamental del choque se varió de 0.5 a 16 Hz. El método de estimación de la magnitud se utilizó en quince sujetos para comparar la incomodidad de los choques con varios valores de dosis de vibración en cada frecuencia. Se demostró que la frecuencia de resonancia del cuerpo humano se da entre 5.0 Hz y 6.3 Hz. Además, se determinó que los efectos perjudiciales por vibración vertical generalmente ocurren en un rango de 4 a 20 Hz con una aceleración que excede 0.2g, es decir, 1.96m/s². Adicionalmente, las personas son más sensibles a vibraciones verticales entre 5 y 16 Hz. La mayoría de las respuestas de sujetos sentados implican incomodidad en el abdomen bajo a los 2Hz y en el cuerpo entre 4 y 8 Hz (Ahn, 2010).

2.4.2. Estudios de efectos físicos producidos por esfuerzos ejercidos al subir o bajar rampas

Los usuarios de sillas de ruedas han aumentado a medida que la población se ha incrementado. Sin embargo, estas personas siempre han tenido problemas para conducir su silla de ruedas a pesar de que desplazarse es una actividad básica que se realiza diariamente. El principal problema es el movimiento vertical al operar una silla de ruedas, los usuarios no pueden moverse con facilidad verticalmente sin algún tipo de ayuda.

Las rampas son el tipo básico de ayuda que se utiliza para que las personas en sillas de ruedas puedan moverse verticalmente. Existen muchos factores de diseño que determinan el desempeño y satisfacción de usuario con las rampas. La pendiente de la rampa es el factor de diseño por excelencia y otros factores muy importantes relacionados son la longitud y la altura. A continuación, se presentará una investigación sobre los

efectos físicos ocasionados por las rampas en los usuarios de sillas de ruedas.

En esta investigación, se estudiaron los efectos de las pendientes y alturas de rampas en usuarios de sillas de ruedas. El estudio consistió en hacer que las personas asciendan y desciendan rampas mientras van experimentando diferentes desniveles y alturas. Se analizaron cinco niveles de pendiente (1: 6, 1: 8, 1:10, 1:12 y 1:14) y tres niveles de altura (15 cm, 30 cm y 45 cm). El objetivo fue medir los rendimientos y la incomodidad percibida (Kim et al., 2010). Los resultados relacionados al malestar percibido al momento de ascender se observan en la figura 2 los resultados relacionados al malestar al momento de descender una rampa se observan en la figura 3. En el eje “x” se muestran las alturas de las rampas y en el eje “y” se muestran los valores de incomodidad percibida.

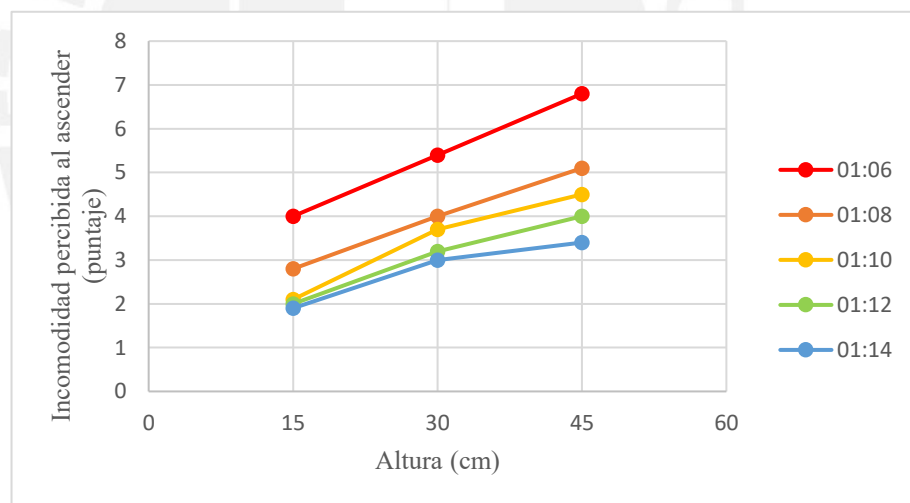


Figura 2. Malestar percibido al ascender vs altura

Adaptado de “Effects of Ramp Slope and Height on Usability and Physiology during Wheelchair Driving”, por Kim, 2010.

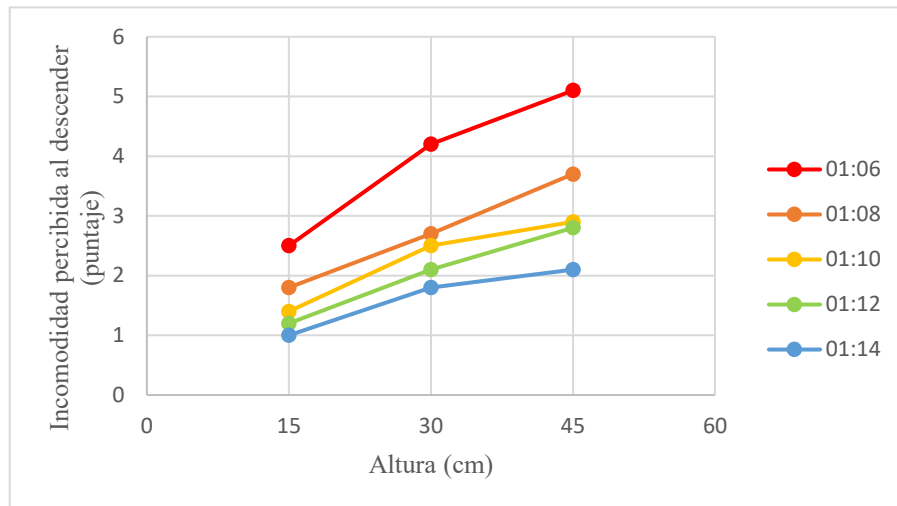


Figura 3. Malestar percibido al descender vs altura.

Adaptado de " *Effects of Ramp Slope and Height on Usability and Physiology during Wheelchair Driving*", por Kim, 2010.

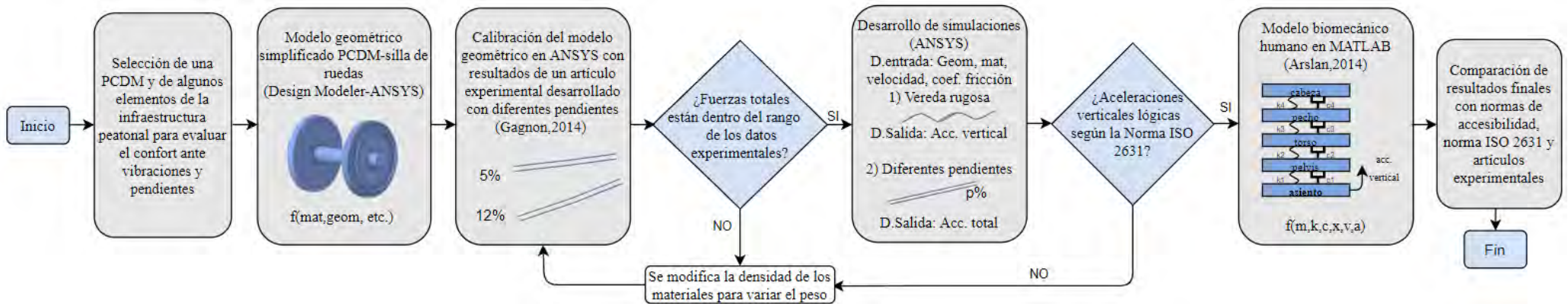
De las figuras 2 y 3, se observa que la incomodidad percibida es mayor cuando se asciende una rampa que cuando se desciende. Para la pendiente 1: 6 se mostró mayor malestar percibido que con las otras pendientes, y no hubo diferencia significativa entre 1:10 y 1:12. De esto, se concluye que el malestar se incrementa a medida que la pendiente y la altura se incrementan, por lo tanto, la incomodidad y la pendiente son directamente proporcionales.

Finalmente, en cuanto a las variables dependientes, se consideraron como medidas de rendimiento el tiempo total, la velocidad y los cambios en la frecuencia del pulso y las señales EMG de cuatro músculos relacionados (extensor radial del carpo, tríceps braquial, deltoides anterior y deltoides posterior). Además, se logró identificar una relación entre el aumento de la presión arterial y el pulso con el incremento de la pendiente (Rogers et al., 2009).

CAPÍTULO 3: METODOLOGÍA

El diseño de la metodología de la tesis es del tipo cuantitativo experimental debido a que se pretende medir la realidad que se investiga y, de esta manera, probar las hipótesis planteadas. Para evaluar los efectos físicos de la infraestructura peatonal sobre una persona con discapacidad motriz se realizarán los siguientes cinco pasos: seleccionar los elementos de la infraestructura peatonal que se van a modelar y elegir a la persona representativa con discapacidad motriz, realizar el modelo geométrico que representen a una persona en silla de ruedas, calibrar el modelo según los datos de un artículo experimental, desarrollar las simulaciones para cada caso de estudio en un software de elementos finitos, tratar los resultados parciales del software en un sistema de cómputo numérico para obtener los resultados finales y, por último, analizar los resultados finales mediante comparaciones con artículos experimentales y normas establecidas (ver tabla 3).

Tabla 3.
Etapas para el desarrollo de la metodología



Fuente: Propia

3.1. Caracterización de la persona con discapacidad motriz e infraestructura peatonal

En esta sección se definirán los principales aspectos de la persona con discapacidad motriz, la silla de ruedas y la infraestructura peatonal.

3.1.1. Caracterización de la persona con discapacidad motriz

En cuanto a la persona con discapacidad motriz, en primer lugar, se seleccionará a la persona representativa de este tipo de discapacidad para el estudio y, en segundo lugar, se describirá el tipo de silla de ruedas seleccionada.

3.1.1.1. Elección de la persona representativa con discapacidad motriz

El grupo de personas con discapacidad motriz incluye a las personas que tienen limitaciones para caminar, manipular objetos y coordinar movimientos para realizar actividades diarias de la vida cotidiana (Instituto Nacional de Estadística, 2012).

El grupo lo conforman 3 subgrupos:

- a) Discapacidades de las extremidades inferiores, tronco, cuello y cabeza:

Incluye a las personas que no pueden moverse o caminar debido a la ausencia parcial o total de sus piernas. También a personas que tienen sus piernas pero que no tienen movilidad en estas o tienen restricciones de movimiento que no permiten que puedan desplazarse por sí mismas y requieran la ayuda de otra persona o de algún dispositivo de ayuda como una silla de ruedas o una prótesis. Además, se incluye a las personas con movilidad reducida que no cuentan con ningún tipo de ayuda, por ejemplo, las personas que cojean. Este subgrupo, incluye también a personas que tienen

limitaciones de movimiento de tronco, cuello y cabeza. Además, se incluyen deficiencias músculo esqueléticas que afectan el equilibrio corporal y la postura.

b) Discapacidades de las extremidades superiores:

Este subgrupo comprende a las personas que tienen uso limitado de sus brazos y manos debido a la pérdida total o parcial de ellos, así como a aquellas personas que tienen sus miembros superiores pero han perdido la movilidad y no pueden realizar actividades de la vida cotidiana.

c) Insuficientemente especificadas del grupo de discapacidades motrices:

En este subgrupo se incluyen las descripciones que no están especificadas claramente en alguno de los subgrupos anteriores o cuyas descripciones tienen términos ambiguos. Por ejemplo, personas con desviaciones de cadera, distrofia muscular, parálisis, artritis, problemas psicomotores, etc.

En los 3 subgrupos presentados anteriormente se excluye a las discapacidades relacionadas a deformaciones corporales y a las combinaciones de discapacidades. A partir de la clasificación de los tipos de discapacidad motriz, se determina que el sujeto de estudio de la presente tesis pertenece al subgrupo 1 “Discapacidades de las extremidades inferiores, tronco, cuello y cabeza”. La persona seleccionada para el estudio será una persona que tiene sus extremidades inferiores, es decir, las piernas, pero que no tiene movilidad en ellas. Además, su discapacidad es permanente por lo que la persona utiliza una silla de ruedas como dispositivo de ayuda para su movilidad.

3.1.1.2. Elección del tipo de silla de ruedas

Las sillas de ruedas están diseñadas para permitir el desplazamiento de personas con algún tipo de discapacidad motriz que tenga limitaciones para movilizarse por sí misma y, debido a esta condición, sea necesario apoyarse en un equipo adicional para poder desplazarse. A continuación, se detallarán los tipos de sillas de ruedas y cuál será la seleccionada para el estudio de la presente tesis.

Los tipos de sillas de ruedas se dividen esencialmente en dos. En primer lugar, están las sillas de ruedas manuales o auto asistidas que incorporan aros para que se puedan ser propulsadas por el usuario en una situación independiente o puedan ser propulsadas por cuidadores, se fabrican en modelos plegables y rígidos. En segundo lugar, están las sillas eléctricas que son impulsadas por motores accionados por baterías recargables en las que el ocupante cuenta con un panel de control para regular la velocidad y posiciones del asiento (Hospital de Torre Vieja, 2018).

El tipo de silla de ruedas que se selecciona para el estudio de la presente tesis es un modelo de silla manual auto asistida de aluminio con un peso promedio de 15kg (MediShop, 2021). Se hace esta selección debido a que la investigación se realiza para una persona con discapacidad motriz que se desplaza de manera autónoma. Esta condición es importante pues se analizarán los efectos de la infraestructura peatonal como esfuerzos y vibraciones en el cuerpo del usuario y es necesario que sea solo esta persona la que los experimente.

3.1.2. Caracterización de la infraestructura peatonal

A partir de la recopilación y estudio de información sobre normativa y leyes peruanas, así como información estadística, se ha podido detectar que existen parámetros que no consideran la repercusión de la infraestructura peatonal sobre las personas con discapacidad motriz.

Para complementar lo mencionado anteriormente, se utilizó el método de observación directa propuesta por Gehl y Svarre en su libro “How to Study Public Life” en el lugar de estudio. En este sentido, observar se entiende como la acción de mirar o estudiar a alguien o algo con cuidado y atención con el objetivo de descubrir algo. Para realizar una correcta observación es necesario plantear preguntas de manera sistemática (¿cuántos?, ¿quiénes?, ¿dónde?, ¿qué? y ¿cuánto tiempo?) y dividir en subcategorías la diversidad de actividades y los tipos de personas con el objetivo de obtener información específica y útil acerca de la interacción de la vida pública con los espacios públicos. Adicionalmente, las herramientas propuestas en el libro para realizar una correcta observación directa sistematizada son: contar, mapear, trazar, seguir, buscar rastros, fotografiar, llevar un diario y hacer paseos de prueba (Gehl & Svarre, 2013).

La observación directa se realizó en el Jr. Arequipa de la ciudad de Abancay, en un periodo de 4 semanas, los sábados y domingos en el horario de 3 a 6 pm. Se eligió dicho horario debido a que los días de fin de semana por la tarde hay más movimiento en las calles con fines recreativos y más disponibilidad de tiempo por parte de los familiares de las personas con discapacidad motriz. La observación se dirigió específicamente al grupo de personas en sillas de ruedas y acompañantes que se desplazaban por el lugar de estudio los días y a las horas establecidas. Para la presente investigación, en el caso de estudio específicamente, se utilizaron las herramientas contar, seguir, fotografiar y llevar un diario. A continuación, se describirá cada herramienta y se relatarán los resultados obtenidos a partir de su aplicación en el lugar de estudio.

- Contar: Herramienta básica para el estudio de la vida pública, consiste en determinar la cantidad de lo requerido en un periodo de tiempo fijo. Esta herramienta nos permite cuantificar lo observado con el fin de poder realizar estadísticas y comparaciones con la información recopilada. En el caso de estudio, para el total del periodo de observación considerado,

se pudo contar a 4 personas en sillas de ruedas que se desplazaron por el área observada.

- Seguir: Herramienta que consiste en seguir discretamente a las personas de interés con el fin de observar durante un mayor periodo de tiempo y obtener más información. En el lugar de estudio, cada vez que se observó a una persona en silla de ruedas se utilizó esta herramienta. De esta manera, se pudo dar cuenta de que todas las personas en sillas de ruedas estaban acompañadas de otras personas, tres de ellas con un acompañante y una de ellas con dos acompañantes, posiblemente familiares, que las ayudaban a desplazarse. Además, se pudo notar que 3 de las 4 personas usuarias de sillas de ruedas eran adultos mayores.
- Fotografiar: Herramienta esencial que ayuda a documentar las situaciones observadas. En el lugar de estudio, se pudo capturar situaciones que aportaron mucho posteriormente en el análisis de lo observado. Por ejemplo, en la figura 4 se ilustra a una adulta mayor usuaria de silla de ruedas que se desplaza por el espacio público con el apoyo de otra persona.



Figura 4. Adulta mayor en silla de ruedas y acompañantes

Fuente: Propia

- Llevar un diario: Herramienta útil para registrar detalles acerca de la interrelación entre la vida pública y el espacio. En el caso de estudio, a partir de las 3 herramientas descritas anteriormente, se anotó en un diario toda la información relevante observada para que posteriormente sea analizada.

En base a la observación directa realizada en el caso de estudio con la ayuda de las 4 herramientas mencionadas se pudo dar cuenta de ciertas situaciones que involucran a la infraestructura peatonal y las repercusiones que tiene en las personas en silla de ruedas. A continuación, se describen las dos situaciones más relevantes.

La primera situación, muy frecuente, es que debido a la mala distribución de rampas y a las veredas que son adoquinadas, las personas en silla de ruedas evitan transitar por las veredas y prefieren moverse por la pista. Esto a causa de que los adoquines hacen que la superficie sea irregular, generando molestias tanto en las personas usuarias de sillas de ruedas como también en sus acompañantes ya que esas irregularidades dificultan el desplazamiento de las ruedas. Además, tal como se mencionó en la justificación, se sabe que las vibraciones ocasionadas por superficies con alto relieve en contacto con las sillas de ruedas generan incomodidad y dolor en el cuerpo humano.

La segunda situación, que se comprobó en el 100% de los casos observados, es que las personas en silla de ruedas observadas no podían moverse de manera independiente. Todas necesitaron la ayuda de una segunda persona que pueda empujarlas, esto debido a que las rampas, así como la misma composición de la ciudad, presenta pendientes muy elevadas. Es por esta razón que les resulta imposible impulsarse solos ya que se requiere desplegar una fuerza excesiva que son incapaces de ejercer, adicionando el hecho de que 3 de las 4 personas observadas fueron adultos mayores.

Finalmente, a partir de aplicar la observación directa en el caso de estudio y analizar la información recopilada, se selecciona como elementos de la infraestructura peatonal más representativos, las veredas y las rampas. A continuación, se explicará más detalladamente la razón de dicha selección y se distinguirá la característica más importante y representativa de cada elemento.

3.1.2.1. Elección de la característica principal de veredas con relieve

Las veredas son el componente principal de la infraestructura peatonal ya que todos los ciudadanos nos desplazamos a través de ellas por el espacio público. Hay muchos tipos de veredas, que pueden ser desde pavimento liso, las cuales son las más comunes, hasta veredas conformadas por adoquines o piedras laja, los cuales son usados con el objetivo de dar mayor estética a la vía pública.

Incluso hay veredas equipadas con baldosas podó táctiles las cuales tienen el fin de ayudar a personas con discapacidad visual pero que pueden ser perjudiciales para otras personas tales como adultos mayores que se pueden tropezar o personas en silla que ruedan pues se les dificulta el desplazamiento por el alto relieve y experimentan incomodidades. Esto debido a que se generan vibraciones en la silla por la interacción con las veredas y, si la persona con discapacidad motriz se encuentra frecuentemente expuesta a vibraciones, pueden existir efectos físicos como consecuencia. Estos efectos físicos pueden ir desde simples incomodidades en el usuario hasta ocasionar dolor o incluso dañar órganos internos debido a la condición degenerativa de las personas con discapacidad.

Esta es la razón por la que se seleccionó como elemento de estudio a las veredas, ya que, a partir de la observación directa, para específicamente el caso de personas que se movilizan en silla de ruedas, la textura y rugosidad de las veredas es la característica principal relacionada

a la accesibilidad del espacio público y el confort que se le ofrece al usuario.

Para la presente tesis se seleccionó como elemento de estudio a las veredas implementadas con adoquines de concreto, ya que, dichas veredas son comunes y se pueden encontrar fácilmente en los espacios públicos. Si bien las baldosas podotáctiles pueden tener un mayor efecto de vibración debido a su diseño, es poco probable que ambas llantas de una silla de ruedas pasen por una baldosa pues el espacio entre las llantas es de aproximadamente 1 metro y el ancho de las baldosas es de 30 cm (MAMUT Baldosas Amortiguantes, 2015). Debido a ello, se eligieron las veredas adoquinadas, pues los adoquines sí ocupan todo el espacio disponible de las veredas.

Las características de los adoquines para el modelo se obtendrán mediante toma de datos en campo. Se identificó que en las veredas de adoquines de concreto comunes, los adoquines tienen medidas de 10mx20cm. La altura vertical de los adoquines se medirá en el lugar de estudio, dato que será importante para la obtención de las respuestas ante el desplazamiento de una persona en silla de ruedas sobre veredas adoquinadas.

3.1.2.2. Elección de la característica principal de rampas

Las rampas son uno de los sistemas de ayuda más importantes que beneficia el desplazamiento de personas con discapacidad motriz que se movilizan con ayuda de una silla de ruedas. Las pendientes de las rampas son los factores más relevantes que caracterizan a este elemento de la infraestructura peatonal. Además, son el factor más preocupante debido a que si la rampa no está bien diseñada, puede ser perjudicial para el usuario imposibilitándole la opción de desplazarse de manera independiente. Esta es la razón por la que se seleccionó como segundo elemento de estudio a las rampas, ya que, a partir de la observación directa, se pudo constatar que la pendiente de las rampas es una característica clave que determina si la

persona usuaria de silla de ruedas podrá tener autonomía al desplazarse por la infraestructura peatonal y, por lo tanto, gozar de accesibilidad en el espacio público.

Por esta razón, las rampas son elementos indispensables para estudiar si se está analizando la interacción entre una persona en silla de ruedas y la infraestructura peatonal. El usuario elegido para el estudio de la presente tesis es una persona que se desplaza de manera autónoma, entonces, el objeto de estudio en cuanto a rampas es el esfuerzo físico que tiene que efectuar la persona para poder pasar sobre ellas, especialmente al momento de subir por veredas con pendiente. En la tesis, se analizarán rangos de pendientes en los que el usuario puede subir con normalidad, rangos en los que tiene que hacer un esfuerzo mayor para lograrlo y, a partir de qué pendiente ya no es factible que la persona pueda subir de manera autónoma.

3.2. Desarrollo de modelos y simulaciones

Los modelos computacionales se desarrollarán en el software ANSYS el cual es un ecosistema de ingeniería asistida por computador (3DCADPortal, 2021). Específicamente se trabajará con ANSYS *Workbench*, que es una plataforma del software desde donde se crean los proyectos de análisis CAE en diferentes disciplinas. En el marco teórico de la presente tesis, se explicó detalladamente la razón de la elección de este programa y su forma de funcionamiento. Por lo tanto, en esta sección se explicará el desarrollo de los modelos y simulaciones en base al flujo de trabajo propio de este software.

3.2.1. Elección de datos experimentales referenciales

El desarrollo de las simulaciones estará basado en un estudio experimental, el cual se desarrolló en Canadá. El propósito de este estudio fue cuantificar los efectos de cinco pendientes distintas en cinética espacio temporal y de empuje. Siendo las fuerzas medidas en la extremidad superior no dominante durante la propulsión de una silla de ruedas manual en una cinta de correr motorizada con pendiente graduable. En esta

investigación participaron 18 personas con lesión en la médula espinal, es decir, personas con parálisis en las extremidades inferiores y que son usuarios permanentes de silla de ruedas. Se conoce que, 17 de los 18 voluntarios son hombres, la edad promedio es de 40 años, la altura promedio es de 1.78m y el peso promedio es de 78.7 ± 17 kg. Para determinar la velocidad promedio de la cinta de correr se pidió que cada uno de los voluntarios se desplace con la silla de ruedas en una pendiente 0° a la velocidad en que normalmente se desplazan en espacios públicos. Luego, se obtuvo un promedio de todas las velocidades, la cual resultó ser 1.17 ± 0.18 m/s. Una vez obtenido este parámetro, se programó la cinta de correr motorizada con esta velocidad y se midieron todos los datos requeridos mientras cada uno de los participantes se desplazaba sobre la cinta de correr con cinco pendientes diferentes las cuales eran de 0, 2.7, 3.6, 4.8 y 7.1 grados (Gagnon et al., 2014).

Los datos obtenidos para cada pendiente fueron parámetros temporales, fuerzas totales, fuerzas tangenciales, fuerzas mecánicas efectivas y esfuerzo percibido. Cada uno de estos resultados tiene valores máximos, valores promedio y valores mínimos. A continuación, en la tabla 4, se presentan los datos promedio más resaltantes que serán de utilidad para la presente tesis.

Tabla 4.
Principales medidas según el ángulo de inclinación

	Principales medidas		
	Fuerza Total (N)	Fuerza Tangencial (N)	Esfuerzo percibido (/10)
0°	39.56 ± 11.15	24.52 ± 8.84	1.18 ± 1.10
2.7°	76.25 ± 19.55	48.07 ± 13.08	3.78 ± 2.83
3.6°	81.49 ± 18.86	52.25 ± 14.27	4.06 ± 2.69
4.8°	95.49 ± 21.16	58.00 ± 14.69	5.27 ± 2.80
7.1°	119.21 ± 18.42	68.05 ± 16.61	6.86 ± 2.68

Nota: Adaptado de “Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury”, por Gagnon, 2014.

De los resultados finales, se concluyó que todos los participantes pudieron impulsar sus sillas de ruedas para inclinaciones de 0° y de 2.7°. Para las inclinaciones de 3.6° y 4.8°, la mayoría de los participantes pudo impulsar sus sillas, un 88.9% y 77.8% respectivamente. Por otro lado, para la inclinación de 7.1°, solo el 55.6% de los participantes pudo impulsar sus sillas, es decir, 10 de los 18 participantes.

3.2.2. Flujo de trabajo en ANSYS

El desarrollo de las simulaciones en ANSYS sigue un orden lógico de trabajo presentado en la figura 5. Es decir, que cada paso es dependiente del anterior. En la sección 2.1.10 se explicó detalladamente la razón de seleccionar el módulo *Ansys Transient Structural* así como la definición de todo lo que incluye cada uno de los bloques de la secuencia lógica. En esta sección se describirán todos los pasos y configuraciones necesarios para modelar tridimensionalmente los objetos requeridos y así desarrollar las simulaciones de interacción entre ellos.

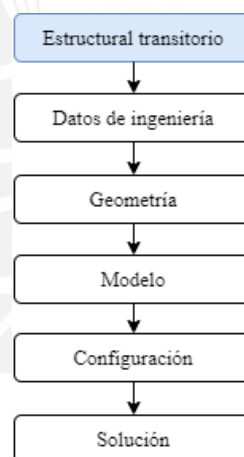


Figura 5. Esquema del proyecto

Fuente: ANSYS Help

3.2.2.1. Selección de materiales (datos de ingeniería)

Una vez que se ha elegido el módulo de análisis transitorio, el primer paso es configurar los datos de ingeniería del proyecto. Para esto, es necesario determinar todos los tipos de materiales que se utilizarán para

el desarrollo de los modelos computacionales. En primer lugar, se establece que tanto las rampas como las veredas están hechas de concreto. En segundo lugar, en cuanto al modelo simplificado de la silla de ruedas, este estará compuesto por aluminio en la estructura de la silla y por caucho en las llantas para así poder obtener un efecto más real al momento de simular los desplazamientos.

Es así como se hizo la selección de los materiales necesarios dentro de la pestaña de datos de ingeniería. Si bien la información de las propiedades de los materiales es muy amplia, en esta sección se definirá solo la densidad del material pues es la propiedad más importante y de la que depende la calibración del sistema. Específicamente, en la carpeta de materiales generales, se encuentra el aluminio y el concreto con densidades de 2770 kg/m³ y 2300 kg/m³ respectivamente.

Por otro lado, debido a que el caucho es un material elástico, sus propiedades no están completamente definidas en el programa. Por lo tanto, se hizo una revisión de la literatura de este material y se definieron sus propiedades de manera manual, siendo así su densidad de 1100 kg/m³. Una vez definidos los materiales a utilizar, el siguiente paso es la creación de la geometría, sin embargo, cabe resaltar que es posible regresar al bloque de datos de ingeniería en cualquier momento para ingresar más materiales o editar los ya seleccionados.

3.2.2.2. Creación de geometría

Para la creación de geometría, se utilizarán dos herramientas CAD de dibujo incluidas en ANSYS Workbench las cuales son *Design Modeler* y *Space Claim*. Estas herramientas permiten hacer bosquejos en 2D y después convertir los bosquejos a sólidos 3D, además, permiten probar, modificar y ensamblar sólidos sin límites.

Debido a que se trabajará con la versión ANSYS Workbench Student 2021, hay un límite en cuanto a la complejidad de la geometría, en esta versión se permiten simulaciones con modelos que tengan menos de 300 caras en la geometría. En relación con la capacidad del procesamiento, no se encontraron limitaciones.

a) Modelo simplificado persona – silla de ruedas

El modelo de la persona con discapacidad motriz y de la silla de ruedas es unificado y simplificado debido a la limitación de geometría mencionada anteriormente. Se conceptualiza el modelo simplificado como un sistema rígido. Es decir, que las reacciones al desplazamiento de las ruedas sobre la infraestructura peatonal se transmiten directamente al asiento de la silla y, por lo tanto, a la persona sentada en ella.

Debido a esto, el modelo elegido es de dos ruedas con aros de impulso incorporados, las ruedas tienen una capa exterior de caucho para simular las llantas y tienen un relleno en el que están unidos los aros de impulso. Además, ambas ruedas están unidas por un eje. La persona con discapacidad motriz se incorporará en el modelo solo como un factor de peso en el eje pues para los análisis seleccionados, los resultados obtenidos de la simulación serán parciales. En el siguiente acápite, se explicará de manera detallada cómo es que se transmiten los efectos de la infraestructura peatonal al cuerpo de la persona.

Se optó por desarrollar el modelo simplificado con la herramienta *Design Modeler*, en esta plataforma se inicia con bosquejos en los que es posible modificar dimensiones e incorporar restricciones. En primer lugar, se dibujó en 2D los círculos de una llanta, de un aro y del eje. En segundo lugar, se usó la herramienta “Extruir” para darle un ancho en la tercera dimensión a los bosquejos y de esta manera convertirlos en sólidos 3D. En tercer lugar, se usó la herramienta “Patrón” para hacer una copia de la primera llanta y su aro y, de esta manera, obtener el modelo completo.

El diámetro total de las ruedas es de 0.6m, la separación entre las ruedas es de 0.7m y el diámetro del eje es de 0.12m. A continuación, en la figura 6, se presenta el modelo simplificado que representa a la persona – silla de ruedas.

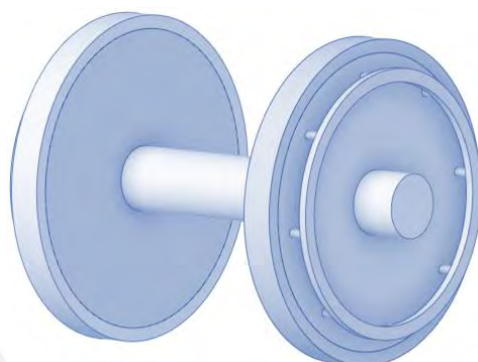


Figura 6. Modelo simplificado persona-silla de ruedas

Fuente: Propia

Los elementos de la infraestructura peatonal también se diseñaron utilizando la herramienta *Design Modeler* de ANSYS Workbench Student 2021. Como se mencionó anteriormente existe una restricción en cuanto al número de caras del modelo, las 300 caras permitidas como máximo incluyen el modelo simplificado de la persona - la silla de ruedas y el número de caras de la vereda adoquinada o al número de caras de la rampa. Debido a que son dos simulaciones diferentes, las geometrías de la infraestructura peatonal se hicieron en módulos diferentes. El procedimiento fue hacer dos copias exactas del modelo simplificado de la persona - silla de ruedas y, en cada una de las copias, desarrollar los modelos de la infraestructura peatonal.

b) Vereda adoquinada

Para desarrollar el modelo de la vereda adoquinada se siguió el mismo procedimiento descrito en el desarrollo del modelo simplificado de la persona y la silla de ruedas. Antes de desarrollar el modelo, se hizo una búsqueda de las medidas estándar de los adoquines de concreto, las cuales son 20x10x6 cm, dichas características del adoquín están de acuerdo con la Norma Técnica Peruana 399.611. Se respetarán las medidas de 20x10cm

en el modelo, sin embargo, la altura del relieve del adoquín después de instalado en las veredas se determinó experimentalmente con mediciones de campo en el espacio público, la cual resultó ser en promedio de 5mm.

Con estas medidas, para el desarrollo del modelo de la vereda adoquinada, se procedió a hacer una configuración o aparejo del tipo corredor. Esta configuración comprendió de una base y 4 adoquines. Seguidamente, con la herramienta “Extruir”, se le dio una altura de 20cm a la base en dirección vertical negativa y una altura de 5mm a los adoquines en dirección vertical positiva. Por último, se creó un patrón lineal con la herramienta “Patrón” con 11 copias para finalmente obtener una vereda adoquinada de 2.6m de largo. El modelo final de la vereda adoquinada se observa en la figura 7.

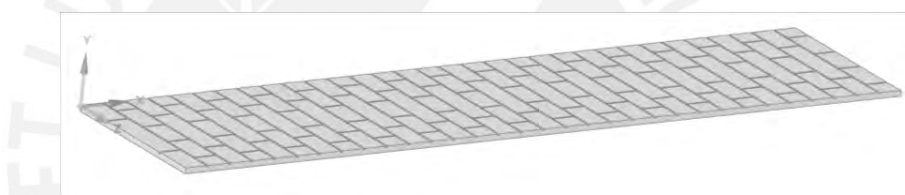


Figura 7. Modelo de vereda adoquinada

Fuente: Propia

Una vez que se concluyó con el desarrollo de los modelos simplificados de la vereda adoquinada y de la persona en silla de ruedas, el siguiente paso es establecer un contacto entre estos dos modelos. Para esto, se utilizará la herramienta *Space Claim*. Se importan ambas geometrías y con el comando “Mover” se las acerca lo más posible a su posición final. Seguidamente, con el comando “Tangente”, se seleccionan las caras superficiales de las llantas del modelo simplificado y después se selecciona la superficie de la vereda adoquinada. De esta manera, se conseguirá que las llantas sean tangentes a la vereda adoquinada y esto nos permite obtener puntos de contacto que serán claves para la configuración de los contactos dentro de la simulación. La figura 8 muestra el modelo simplificado en tangencia con la vereda de adoquines.

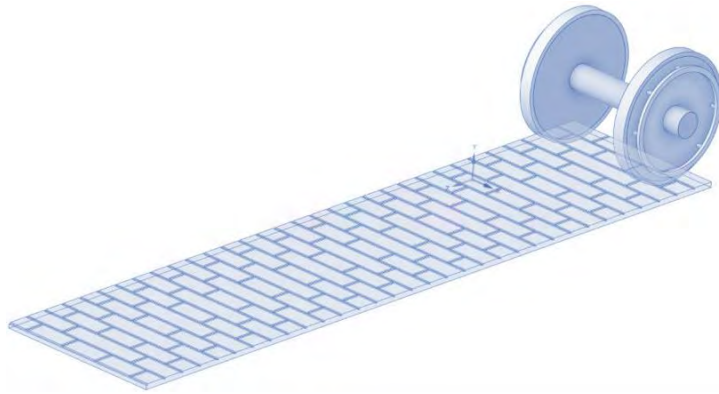


Figura 8. Modelo simplificado sobre vereda con adoquines

Fuente: Propia

c) Rampas

La inclinación de las rampas para la simulación estará establecida según el artículo referencial para la calibración del modelo, el cual se desarrolla en el acápite 3.2.1. Sin embargo, en esta sección se explicará el procedimiento a seguir para modelar una rampa 3D. Como se mencionó anteriormente, el primer paso es hacer un bosquejo 2D, para este caso, debido a que es una rampa, el bosquejo será un rectángulo con un metro de ancho y 5 metros de largo. Seguidamente, se procede a extruir el bosquejo con un valor de 0.1 metros el cual es el espesor. En el caso del modelo de las rampas, no se les dará ningún relieve específico en el modelo. Sin embargo, cuando se desarrolle la simulación, se les asignará el material concreto y un coeficiente de fricción apropiado. Una vez que la base está completa el último paso es darle un ángulo de inclinación. El modelo final de la rampa, en este caso de 7.1° , se observa en la figura 9.

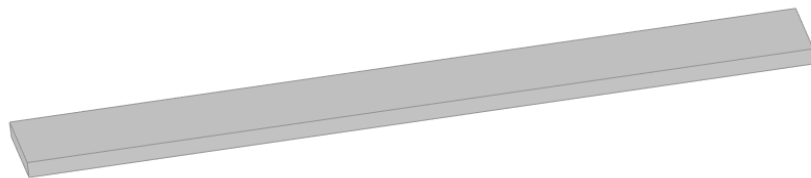


Figura 9. Modelo de rampa

Fuente: Propia

Una vez que se concluyó con el desarrollo de los modelos simplificados de la rampa y de la persona en silla de ruedas, el siguiente paso es establecer un contacto entre estos dos modelos. Para esto, se utilizará la herramienta *Space Claim*, se importan ambas geometrías y con el comando “Mover” se las acerca lo más posible a su posición final. Seguidamente, con el comando “Tangente”, se seleccionan las caras superficiales de las llantas del modelo simplificado y después se selecciona la superficie de la rampa. De esta manera se conseguirá que las llantas sean tangentes a la rampa y esto nos permite obtener puntos de contacto que serán clave para la configuración de los contactos dentro de la simulación.

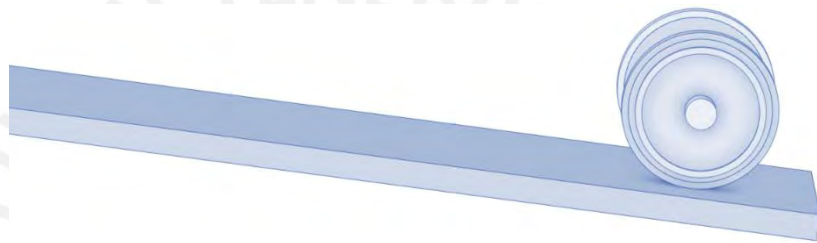


Figura 10. Modelo simplificado sobre rampa

Fuente: Propia

3.2.2.3. Definición de las condiciones de contorno

En esta parte se definen las propiedades de la geometría ya creada y las condiciones de contorno de las simulaciones para obtener los resultados requeridos. Tal como se detalló en la sección 2.2.2.2 del marco teórico hay sub pasos a seguir en las configuraciones propias del modelo. A continuación, se detallarán dichas configuraciones según el orden lógico preestablecido.

o Geometría

Debido a que la geometría ya fue creada previamente, dicha geometría se importa por defecto al espacio de trabajo de las simulaciones. La importación se realiza por elementos separados para que sea posible definir los materiales.

- Materiales

Los materiales ya definidos en la sección de datos de ingeniería se asignan a la geometría importada. El aluminio se asignará a las ruedas, a los aros y al eje. El caucho se asigna al diámetro exterior de las ruedas y el concreto se asigna a la totalidad de las veredas adoquinadas y rampas.

- Sistemas Coordenados

Para que sea posible definir las condiciones de contorno es necesario establecer ejes coordenados relacionados al modelo simplificado y a los elementos de la infraestructura peatonal. Por lo tanto, se define un eje coordenado “origen” que tiene el eje “x” paralelo a la base por donde se desplaza el modelo simplificado, el eje “y” perpendicular a la base y el eje “z” centrado y en la dirección del eje del sistema.

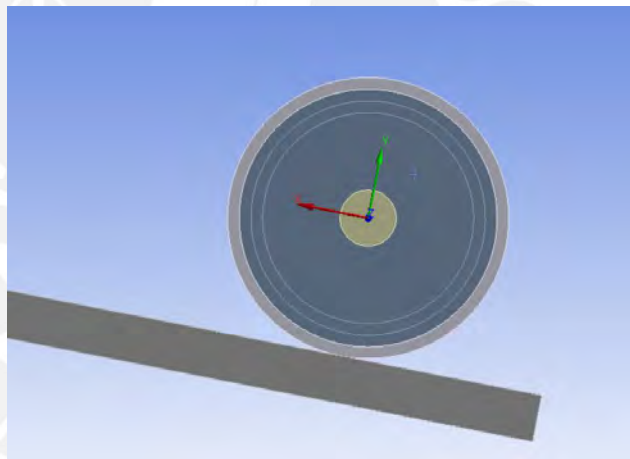


Figura 11. Sistema coordenado del modelo simplificado

Fuente: Propia

- Conexiones

En esta sección, una vez que se tienen todas las piezas de la geometría del cuerpo definidas con su material y sistemas coordenados, se adicionan las conexiones entre dos o más piezas. En primer lugar, se configurarán los contactos entre los elementos.

- Contacto entre las ruedas y la superficie de caucho. Se elige un contacto tipo “Unido” que simula como si las caras de los elementos estuvieran pegadas sin posibilidad de deslizarse ni separarse entre sí.
- Contacto entre las ruedas y la base. Se elige un contacto tipo “Friccional” que permite que los cuerpos puedan desplazarse y que soporten un esfuerzo cortante hasta cierta magnitud el cual depende del coeficiente de fricción. En esta configuración se define el coeficiente de fricción entre los materiales caucho y concreto que es de 0.85.

En segundo lugar, se definen las juntas las cuales determinan los grados de libertad de los cuerpos.

- Junta entre el eje y las ruedas. Se define una junta del tipo “Cilíndrica” que permite la rotación libre de las ruedas respecto del eje.
- Junta entre el eje y la base. Se define una junta del tipo “Plana” la cual restringe que el movimiento del eje en dirección “x” sea paralelo a la base.

o Mallado

Para el mallado se optó por el método de tetraedros global para todos los cuerpos. Por otro lado, en cuanto al tamaño de las mallas, se optó por determinar diferentes tamaños de mallado según el nivel de precisión requerido para el análisis. Por ejemplo, debido a que las reacciones de las llantas por el movimiento en la parte del caucho son fundamentales, se eligió un tamaño de malla de $3e-002m$ para así obtener resultados más precisos. Sin embargo, debido a que los resultados de las reacciones tanto del eje como de las ruedas interiores no son tan esenciales, se eligió un tamaño de malla de $3.5e-002m$ para el material aluminio.

Una vez realizadas dichas configuraciones se obtuvo un total de 57194 nodos y 26835 elementos de malla. Además, el promedio de la superficie de los elementos de la malla resultó ser de $1.373e-002 \text{ m}^2$.

3.2.2.4. Configuración de análisis y condiciones iniciales

En esta sección se realizarán las configuraciones propias del tipo de análisis seleccionado como las condiciones iniciales, la gravedad, las cargas en función del tiempo, entre otras. A continuación, se detallarán las configuraciones adecuadas.

- Condiciones iniciales

Como condición inicial del sistema se optó por vectores con valor 0 en el segundo 0. Es decir, que al momento del inicio de la simulación el sistema está estático.

- Configuración de análisis

Esta configuración comprende los pasos o “*steps*” de la simulación. Se optó por añadir 4 pasos. El paso número 1 tiene una duración de 0.1 segundos y está incluido solo para el inicio del movimiento del sistema en el que la velocidad asignada va subiendo de manera gradual desde 0 hasta 1.17m/s. Los pasos 2, 3 y 4 tienen duraciones de 1 segundo en los cuales las cargas de movimiento ya se encuentran constantes.

- Gravedad terrestre estándar

Para que el peso del sistema actúe sobre la base, es necesario configurar la gravedad de todo el sistema. Debido a ello, se define un vector de gravedad de $(0, -9,8, 0) \text{ m/s}^2$ como condición general. Es decir, que una fuerza de 9.8 m/s^2 actuará de manera perpendicular a la base.

- Soporte fijo

Esta condición de contorno evita que un cuerpo se mueva o se deforme. Es por esta razón, que es muy importante definir un soporte fijo a todas

las bases de concreto ya sean de las veredas adoquinadas como de las rampas.

o Condiciones de contorno

Finalmente, antes de procesar la simulación, se define la velocidad a la que se moverá el sistema simplificado sobre la base. Para esta configuración se usará la velocidad promedio extraída del artículo referencial la cual es de 1.17 m/s. Dicha velocidad se asigna al eje del sistema y es paralela a la base de concreto. De esta manera, una vez que el eje empiece a moverse con dicha velocidad, las ruedas empezarán a girar y, por lo tanto, todo el sistema simplificado se moverá a la misma velocidad.

3.2.2.5. Procesamiento de la simulación

Una vez realizadas todas las configuraciones, se procede resolver la simulación para procesar toda la información. Debido a que se trata de un análisis por elementos finitos y el mallado es muy fino, el proceso de solución demora entre 24 a 72 horas. Una vez obtenida la solución, será posible visibilizar la simulación en movimiento y seleccionar los resultados requeridos los cuales serán presentados y analizados posteriormente.

CAPÍTULO 4: CALIBRACIÓN Y TRATAMIENTO DE RESULTADOS PARCIALES

En este capítulo se calibrará el modelo simplificado persona – silla de ruedas con los datos de un estudio experimental que midió las fuerzas que debe ejercer la persona en silla de ruedas para subir diferentes pendientes (Gagnon et al., 2014). Posteriormente, se realizará el tratamiento de resultados parciales obtenidos del modelo calibrado. Finalmente, una vez que se valide que los resultados obtenidos concuerdan con el artículo y son lógicos, se procederá a usar el modelo calibrado para evaluar el caso de estudio.

4.1. Calibración del modelo simplificado persona-silla de ruedas

Para la calibración del modelo simplificado en ANSYS, se tomarán como referencia los datos del artículo anteriormente descrito en el ítem 3.2.1 (Gagnon et al., 2014). Se calibrará el modelo para dos ángulos de inclinación específicos que son 2.7° y 7.1° . En este sentido, los datos de entrada del modelo fueron los ángulos de inclinación de las rampas, la velocidad de 1.17m/s constante en el ensayo experimental, el coeficiente de rugosidad entre las llantas y el pavimento de las rampas que es 0.85, el rango de peso extraído del artículo que es de 78.7 ± 17 kg y, finalmente, la geometría que incluye los materiales y sus propiedades.

Una vez que se han realizado las configuraciones respectivas según el flujo de trabajo de ANSYS, el proceso de calibración consistirá básicamente en variar la densidad del aluminio para que, de esta manera, se pueda variar el peso del sistema simplificado dentro del rango 78.7 ± 17 kg. Además, según las aceleraciones resultantes de cada una de las iteraciones del programa, mediante la ecuación “Fuerza=Masa*Aceleración”, se determinarán las fuerzas totales para poder compararlas con los rangos del artículo experimental las cuales se muestran en la tabla 5.

Tabla 5.
Rango de fuerza total según el ángulo de inclinación

Ángulo	2.7°	7.1°
F. tangencial (N)	48.07 ± 13.08	68.05 ± 16.61
F. total (N)	76.25 ± 19.55	119.21 ± 18.42

Nota: Adaptado de “Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury” por Gagnon, 2014.

Los resultados de aceleración total son dados por el programa en forma de tablas tabuladas, en este caso en específico, los resultados de aceleración se dieron cada 0.004 segundos y se obtuvieron aproximadamente 400 valores de aceleración para cada instante de tiempo. Sin embargo, ANSYS también ofrece resultados generales mínimos, máximos y promedio del parámetro elegido. Estos resultados generales son los que se usarán para determinar las fuerzas totales.

Finalmente, luego de realizar varias iteraciones de las simulaciones variando la densidad, que significa variar el peso, se logró calibrar el modelo con un peso total del sistema simplificado de 78.6kg. El sistema incluye el peso de la silla de ruedas y el de la persona, es decir, que el peso contemplado para la silla de ruedas manual es de 15kg y el peso del usuario es de 63.6kg. Para obtener dichos pesos se variaron las densidades del aluminio, la densidad establecida de este material para el eje fue de 2600kg/m³ y, en las llantas, se usó una densidad de 1750kg/m³.

Se debe tener en cuenta que la aceleración total se obtiene en el centro de masa del sistema simplificado y que la fuerza total se calcula como la multiplicación del peso y la masa. A continuación, se presentan los resultados de la calibración:

Tabla 6
Verificación de calibración

Ángulo	Parámetros	Rangos permitidos	Resultados obtenidos
2.7°	Peso (kg):	78.7 ± 17	78.60
	Aceleración total (m/s ²):	-	1.10
	Fuerza total (N):	76.25 ± 19.55	86.46
7.1°	Peso (kg):	78.7 ± 17	78.60
	Aceleración total (m/s ²):	-	1.37
	Fuerza total (N):	119.21 ± 18.42	107.7

Fuente: Propia

De la tabla 6, se observa que el peso obtenido de 78.6 kg está dentro del rango permitido según el artículo, además, las fuerzas totales obtenidas para ambas inclinaciones de las rampas también se encuentran dentro del rango establecido en el artículo experimental. De esta manera, se verifica que el modelo simplificado está calibrado.

4.2. Tratamiento de resultados parciales

En esta sección, se obtendrán los resultados finales a partir de diferentes procedimientos según el tipo de caso de simulación. De esta manera, se podrá verificar que los resultados son lógicos a partir de comparaciones con la Norma ISO 2631 y finalmente será posible emplear la metodología de estimación del confort en el caso de estudio.

4.2.1 Simulación del modelo simplificado sobre veredas adoquinadas

De la simulación del modelo simplificado sobre veredas adoquinadas, se obtiene la aceleración vertical en el centro de masa del sistema simplificado, es decir, la aceleración vertical del asiento. Los resultados se muestran en una tabla tabulada que ofrece datos cada 0.005 segundos, un total de 877 datos de aceleración vertical.

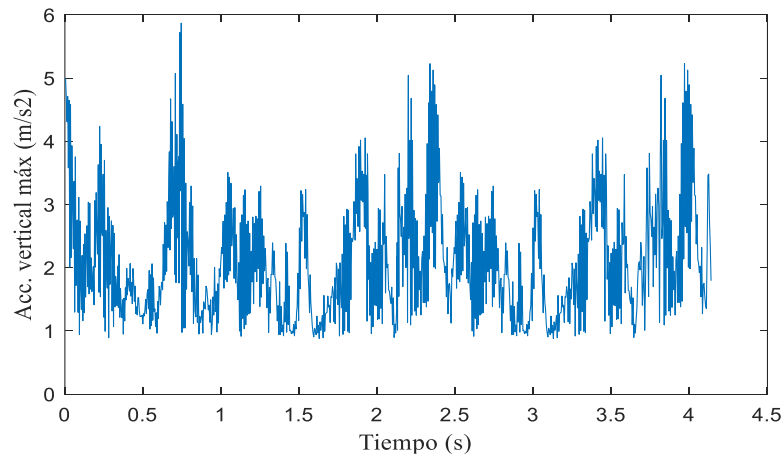


Figura 12. Aceleración vertical en el tiempo

Fuente: Propia

De la figura 12, se observa que los valores de aceleración vertical en el asiento de la silla de ruedas oscilan entre un rango de 1 a 5 m/s² aproximadamente, siendo el valor promedio de aceleración vertical cercano a 2m/s².

Según la Norma ISO 2631, las vibraciones verticales experimentadas en un asiento de transporte público están en un rango de principal de 0.315 a 2.5 m/s², aunque también se pueden experimentar vibraciones mayores (Asociación Española de Normalización y Certificación, 2008). Por lo tanto, se valida que los resultados obtenidos de aceleración vertical en la simulación son lógicos al ser comparados con los datos de la norma.

4.2.1.1 Selección de un modelo matemático del cuerpo humano

Los datos de salida obtenidos de la simulación del desplazamiento de una persona en silla de ruedas sobre una vereda con adoquines son las aceleraciones verticales. La aceleración vertical debe entenderse como la aceleración que se produce en el asiento de la silla de ruedas producto del paso de la silla sobre este tipo de veredas con alto relieve y rugosidad. Debido a que el objetivo es obtener relaciones de vibración – confort, lo requerido como resultados finales son las frecuencias de vibración que

experimenta el cuerpo humano. En este sentido, para poder entender cómo afectan al cuerpo humano las frecuencias de vibración, fue necesario investigar en la literatura métodos sobre cómo la vibración se transmite al cuerpo humano y cuál es su grado de incidencia.

Un estudio experimental desarrollado en Turquía explica cómo un fenómeno tan complejo como es el de la vibración en el cuerpo humano, puede simularse y, a partir de esa simulación, observar los efectos adversos debido a esa exposición. En esta investigación se propusieron modelos biodinámicos del cuerpo humano en parámetros agrupados para caracterizar la respuesta real a vibraciones del cuerpo entero. Para ello, los datos de entrada en los modelos fueron aceleraciones verticales medidas en el asiento de un vehículo durante la conducción por carreteras con diferentes rugosidades.

Dichas aceleraciones registradas fueron los parámetros que inician el disturbio del modelo biodinámico. Los resultados de las simulaciones se analizaron con coeficientes de correlación entre valores teóricos y aceleraciones experimentales. Para evaluar las diferencias entre la simulación y los datos experimentales se utilizaron dos criterios de error, la media cuadrática y el coeficiente de correlación de Pearson. Con la media cuadrática se encontraron porcentajes de error de hasta 5% y con el coeficiente de Pearson, se calificaron los resultados con +1, -1 y 0; donde, +1 es una correlación positiva, -1 es una correlación negativa y 0 significa que no hay correlación (Arslan, 2015).

De los resultados, se demostró que el modelo biodinámico número 2 de entre los 3 propuestos fue el que obtuvo mayores valores de coeficientes de correlación de Pearson, es decir, que tuvo la mejor correlación con los datos experimentales. Además, este modelo es el que tuvo menores errores en cuanto a la media cuadrática para las respuestas en la parte superior del torso del modelo. Es por esta razón, que se eligió el modelo biodinámico número 2 para procesar los datos parciales y obtener los resultados finales de la presente tesis en cuanto a la

comparación de frecuencias de vibración. A continuación, en la figura 13, se muestra el modelo biodinámico 2 que fue seleccionado.

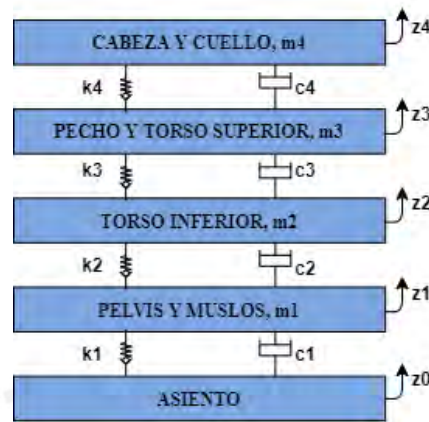


Figura 13. Modelo biodinámico del cuerpo humano

Adaptado de “Experimental assessment of lumped-parameter human body models exposed to whole body vibration”, por Arslan, 2015.

Las ecuaciones de movimiento establecidas en el artículo para el modelo 2 son las siguientes:

$$m_1 * \ddot{z}_1 + c_1 * (\dot{z}_1 - \dot{z}_0) + c_2 * (\dot{z}_1 - \dot{z}_2) + k_1 * (z_1 - z_0) + k_2 * (z_1 - z_2) = 0 \quad (A.1)$$

$$m_2 * \ddot{z}_2 + c_2 * (\dot{z}_2 - \dot{z}_1) + c_3 * (\dot{z}_2 - \dot{z}_3) + k_2 * (z_2 - z_1) + k_3 * (z_2 - z_3) = 0 \quad (A.2)$$

$$m_3 * \ddot{z}_3 + c_3 * (\dot{z}_3 - \dot{z}_2) + c_4 * (\dot{z}_3 - \dot{z}_4) + k_3 * (z_3 - z_2) + k_4 * (z_3 - z_4) = 0 \quad (A.3)$$

$$m_4 * \ddot{z}_4 + c_4 * (\dot{z}_4 - \dot{z}_3) + k_4 * (z_4 - z_3) = 0 \quad (A.4)$$

Nota: Adaptado de “Experimental assessment of lumped-parameter human body models exposed to whole body vibration”, por Arslan, 2015.

Los parámetros del modelo biodinámico 2 son los siguientes:

Tabla 7.

Valores numéricos de los parámetros del modelo 2

Masa (kg)	Rigidez (N/m)	Amortiguamiento (Ns/m)
m1: 12.733	k1: 90000	c1: 2064
m2: 8.588	k2: 162800	c2: 4548
m3: 28.386	k3: 183000	c3: 4750
m4: 5.290	k4: 310000	c4: 400

Nota: Adaptado de “Experimental assessment of lumped-parameter human body models exposed to whole body vibration”, por Arslan, 2015.

Las simulaciones de este artículo están desarrolladas en base a un hombre de 21 años que pesa 55 kg. Por lo tanto, en el código a desarrollar hay que tener en cuenta que el resultado de aceleración vertical obtenido de ANSYS está en base a un usuario con otro peso, es por esta razón que, al momento de ingresar los valores de masa, rigidez y amortiguamiento al sistema, todos serán afectados por un factor de peso definido como “ $fp=55/peso$ ” en el código que es la simple división entre el peso del usuario en el artículo y el usuario definido en la simulación de ANSYS.

4.2.1.2 Solución de ecuaciones diferenciales en un software de cómputo numérico

Para resolver las ecuaciones diferenciales de segundo grado planteadas en el artículo de Arslan (2015), se utilizó un sistema de cómputo numérico, es decir, MATLAB. Adicionalmente, dentro de este sistema de cómputo se utilizó la herramienta ODE15s, la cual es un método de orden variable que sirve para resolver ecuaciones diferenciales rígidas y ecuaciones diferenciales algebraicas (MathWorks, 2021).

Planteamiento en Matlab, para ODE15s:

$$z_0 = z(1)$$

$$\dot{z}_0 = z(2)$$

$$z_1 = z(3)$$

$$\dot{z}_1 = z(4)$$

$$z_2 = z(5)$$

$$\dot{z}_2 = z(6)$$

$$z_3 = z(7)$$

$$\dot{z}_3 = z(8)$$

$$z_4 = z(9)$$

$$\dot{z}_4 = z(10)$$

Se establecen las siguientes relaciones:

$$dzdt(1) = z(2)$$

$$dzdt(2) = \ddot{z}_0$$

$$dzdt(3) = z(4)$$

$$dzdt(4) = \ddot{z}_1$$

$$dzdt(5) = z(6)$$

$$dzdt(6) = \ddot{z}_2$$

$$dzdt(7) = z(8)$$

$$dzdt(8) = \ddot{z}_3$$

$$dzdt(9) = z(10)$$

$$dzdt(10) = \ddot{z}_4$$

Por lo tanto, las ecuaciones a ingresar a Matlab son:

$$dzdt(1) = z(2)$$

$$dzdt(2) = \ddot{z}_0$$

$$dzdt(3) = z(4)$$

$$dzdt(4) = (-c1 * (z(4) - z(2)) - c2 * (z(4) - z(6)) - k1 * (z(3) - z(1)) - k2 * (z(3) - (z(5))))/m1$$

$$dzdt(5) = z(6)$$

$$dzdt(6) = (-c2 * (z(6) - z(4)) - c3 * (z(6) - z(8)) - k2 * (z(5) - z(3)) - k3 * (z(5) - (z(7))))/m2$$

$$dzdt(7) = z(8)$$

$$dzdt(8) = (-c3 * (z(8) - z(6)) - c4 * (z(8) - z(10)) - k3 * (z(7) - z(5)) - k4 * (z(7) - (z(9))))/m3$$

$$dzdt(9) = z(10)$$

$$dzdt(10) = (-c4 * (z(10) - z(8)) - k4 * (z(9) - z(7)))/m4$$

En base a las ecuaciones, se desarrolla un código en Matlab que dé como resultado la respuesta de las aceleraciones verticales de cada bloque del sistema biodinámico del cuerpo humano en el tiempo. Estos resultados previos serán la base para calcular las frecuencias de vibración en cada uno de los bloques. El detalle del código se presenta en el Anexo 1.

4.2.1.3. Resultados preliminares para vereda adoquinada

Los resultados finales requeridos son las frecuencias de vibración de cada uno de los bloques del modelo biodinámico. Estas frecuencias podrán ser las que finalmente se van a comparar con datos del propio artículo y datos de normativa para poder concluir si la vibración de la silla de ruedas tiene efectos físicos negativos en el cuerpo de la persona con discapacidad motriz.

Del código de Matlab, se obtiene, en primer lugar, las aceleraciones en el tiempo de cada bloque del modelo biodinámico. A partir de estas señales de aceleraciones se calcularán las frecuencias de vibración en Hz utilizando la Transformada de Fourier. A continuación, se muestran los resultados de aceleraciones en el tiempo en la figura 14, y los resultados de las frecuencias obtenidas para cada una de las señales en la figura 15.

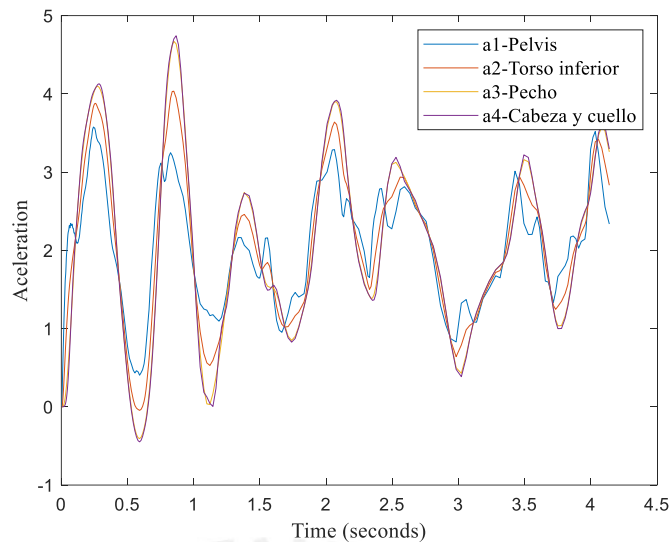


Figura 14. Aceleraciones de cada bloque del modelo biodinámico respecto del tiempo

Fuente: Propia

De la figura 14, se observa que los valores de aceleración vertical oscilan entre un rango de 0 a 5 m/s² aproximadamente, siendo el valor promedio de aceleración vertical cercano a 2m/s². Además, todas las curvas de aceleración de los diferentes bloques del modelo biodinámico del cuerpo humano son similares, es decir, que la variación de aceleración entre bloques es pequeña ya que todo conforma un mismo sistema.

Asimismo, al inicio del movimiento la aceleración mayor se da en el bloque de la pelvis pues es el más cercano al asiento que es desde donde se transmite el movimiento y la menor aceleración se da en el bloque de cabeza y cuello el cual es el más alejado del asiento. Sin embargo, en el desarrollo del tiempo la aceleración mayor se experimenta en el bloque que representa la cabeza y el cuello y la aceleración menor se da en el bloque que representa la pelvis, es decir, las magnitudes de aceleraciones verticales se invierten.

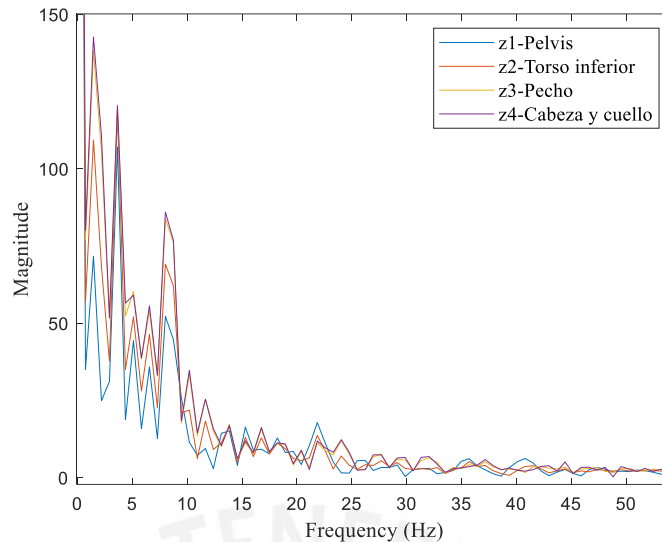


Figura 15. Frecuencias de vibración (Hz) de cada bloque del modelo biodinámico

Fuente: Propia

De la figura 15, se rescatan las frecuencias de vibración para cada bloque del modelo biodinámico del cuerpo humano. Como primer análisis, se extraerán las frecuencias fundamentales de vibración de cada bloque, en este sentido, se analizarán las frecuencias con las mayores magnitudes obtenidas. Para la pelvis y torso inferior, se obtiene una frecuencia de 3.64Hz, y para los bloques que representan el pecho, la cabeza y el cuello se obtienen frecuencias de 1.5Hz.

4.2.2. Simulación del modelo simplificado sobre rampas

En la simulación del modelo simplificado sobre diferentes pendientes de rampas, lo que se quiere determinar es la fuerza que necesita realizar el usuario para ascender por rampas de manera autónoma. Debido a que en el proceso de calibración están involucradas las pendientes y aceleraciones, es posible obtener las fuerzas directamente. En esta sección se presentarán los resultados ya obtenidos y validados en la calibración.

4.2.2.1. Resultados preliminares para rampas

Como se mencionó en el proceso de calibración de la sección 4.1, el tratamiento de los resultados parciales está dictado por las leyes de la física, específicamente por la segunda Ley de Newton “ $F=Ma$ ”. En este sentido, la fuerza total se obtiene directamente de la multiplicación del peso del modelo simplificado y la aceleración total del centro de gravedad del sistema. Por lo tanto, las fuerzas totales obtenidas para las pendientes de 2.7° y 7.1° son:

Tabla 8.
Fuerzas totales para cada pendiente

Ángulo	Pendiente	Parámetros	Resultados obtenidos:
2.7°	5%	Peso (kg):	78.6
		Aceleración total (m/s ²):	1.1
		Fuerza total (N):	86.46
7.1°	12.5%	Peso (kg):	78.6
		Aceleración total (m/s ²):	1.37
		Fuerza total (N):	107.7

Fuente: Propia

Posteriormente, para el caso de estudio, se analizarán las fuerzas totales obtenidas para cada pendiente de los elementos de la infraestructura peatonal seleccionados.

CAPÍTULO 5: ESTIMACIÓN DEL CONFORT EN EL CASO DE ESTUDIO: JR. AREQUIPA – ABANCAY

En este capítulo se cuantificarán y analizarán los efectos físicos de la infraestructura peatonal del Jr. Arequipa sobre un modelo que represente a una persona con discapacidad motriz. Para ello, mediante visitas al lugar de estudio, se identificarán los elementos del jirón que se van a modelar tales como rampas y textura de veredas. Posteriormente, se ejecutarán simulaciones en base a dichos modelos computacionales usando el modelo simplificado calibrado en la sección anterior. De esta manera, se determinarán los resultados parciales que pasarán por procedimientos adicionales para obtener los resultados finales que serán las fuerzas para el caso de rampas y las frecuencias de vibración para el caso de veredas.

5.1. Zona de estudio

El Jr. Arequipa es la calle principal de la ciudad de Abancay, diariamente cientos de peatones transitan por esta vía pues en ella se encuentran bancos, el mercado central, farmacias, restaurantes, negocios, etc. Sin embargo, a pesar de ser la calle más importante, se observa que la infraestructura peatonal no es adecuada para que puedan transitar personas con movilidad reducida, especialmente, personas en silla de ruedas.

Es por esta razón que se evaluará el nivel de confort que podrían experimentar personas con discapacidad motriz que se movilizan con una silla de ruedas en esta infraestructura peatonal. De esta manera, se podrá comentar acerca de los niveles de accesibilidad de esta calle. Además, esta evaluación será un ejemplo de cómo se puede usar la propuesta de la metodología de estimación del confort de la presente tesis en otros entornos, por ejemplo, en diferentes calles de diversas ciudades, cada una con sus particularidades.

5.2. Selección de características de los elementos de la infraestructura peatonal que se van a modelar del Jr. Arequipa

A continuación, se presentarán los elementos de la infraestructura peatonal del Jr. Arequipa que fueron seleccionados en base a los criterios descritos en el acápite 3.1.2. Dichos elementos son rampas y veredas, teniendo en consideración que la característica principal de las veredas es la textura y rugosidad y, para el caso de las rampas, la pendiente.

5.2.1. Relieves en las veredas del caso de estudio

Después de realizar un recorrido por la calle seleccionada del caso de estudio, se observó que todas las veredas están conformadas por una configuración de adoquines. En este sentido, con lo anteriormente mencionado se sobreentiende que las veredas con adoquines causan vibración cuando una silla de ruedas pasa sobre ellas. Por ello, las características de las veredas con adoquines serán las elegidas para ser modeladas.

Se determinó experimentalmente, mediante mediciones en campo, que la altura vertical de las ranuras entre adoquines es de 6mm, parámetro que se tendrá en consideración para realizar el modelo computacional de la vereda. A continuación, en las figuras 16 y 17, se muestran fotos de la configuración de adoquines que están ubicados en las cuadras 4 y 5 del Jirón Arequipa respectivamente.

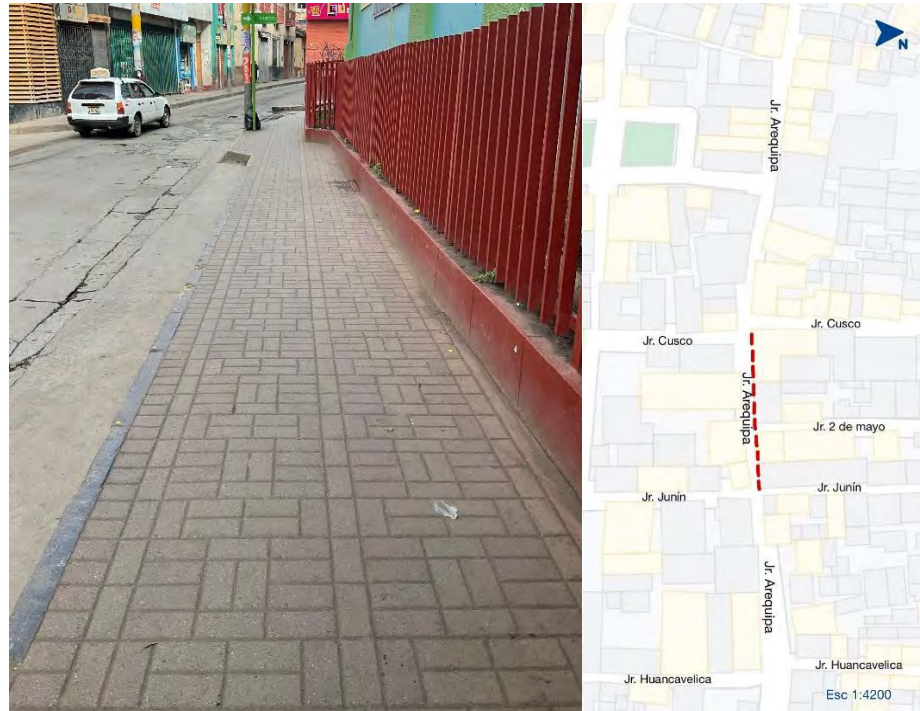


Figura 16. Vereda con adoquines de la cuadra 4 del Jr. Arequipa-Abancay

Fuente: Propia

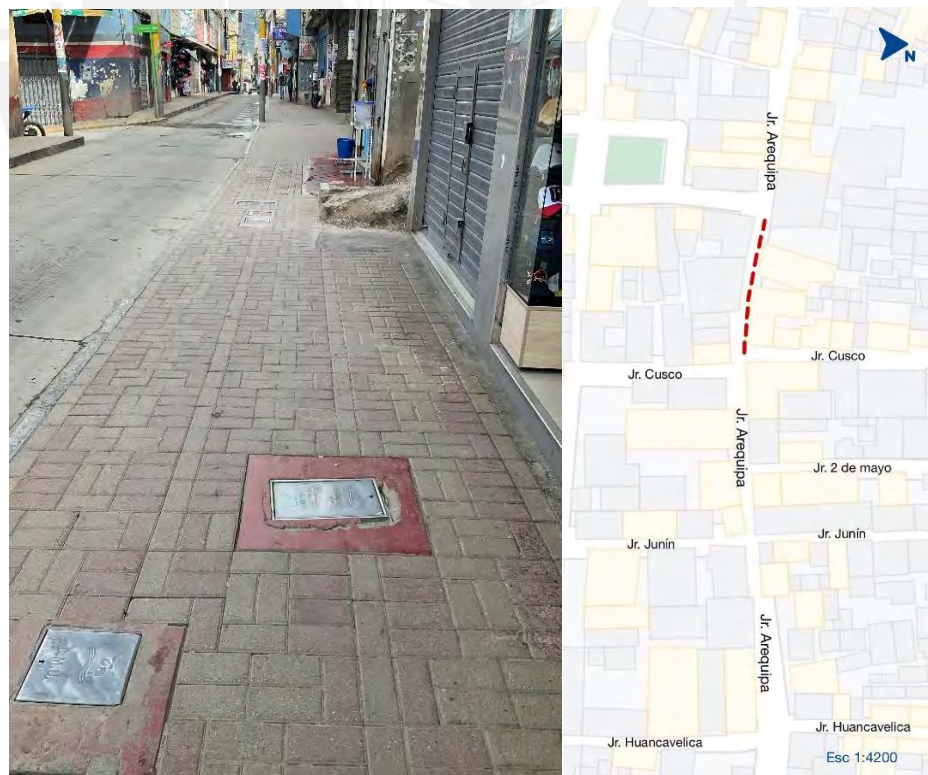


Figura 17. Vereda con adoquines de la cuadra 5 del Jr. Arequipa-Abancay

Fuente: Propia

5.2.2. Pendientes de rampas en el caso de estudio

Se seleccionaron cuatro tipos de rampas típicas de la zona ubicadas en cruces peatonales. Se hizo un recorrido por el lugar de estudio para medir experimentalmente la altura del desnivel al que sirve la rampa y el largo de la rampa con el fin de determinar la pendiente de esta. Cabe mencionar que, si bien las rampas tienen texturas, estas no serán consideradas para el modelado. Sin embargo, se seleccionará un coeficiente de rugosidad adecuado para reemplazar esa característica. Se toma esta consideración debido a que el objetivo de modelar y simular a la persona con discapacidad motriz que se desplaza sobre rampas es determinar la fuerza que tiene que ejercer para ascender de manera autónoma. No es de interés evaluar los relieves de las rampas, ya que, el tiempo que toma desplazarse por una rampa es insignificante en comparación a todo un recorrido de varias cuadras con adoquines.



Figura 18. Rampas típicas de un cruceo peatonal

Fuente: Propia

En la figura 18, se observan dos rampas típicas ubicadas en el cruce peatonal de una esquina de la cuadra. Según las medidas tomadas en campo para la rampa situada a la derecha, se determinó que la altura vertical del desnivel entre la vereda y la pista es de 16 cm y el largo de la rampa es de 56 cm. Por lo tanto, para calcular la pendiente de la rampa se divide la altura vertical entre la dimensión horizontal y se obtiene que la pendiente es de 28.6% y el ángulo de la rampa es de 15.94°

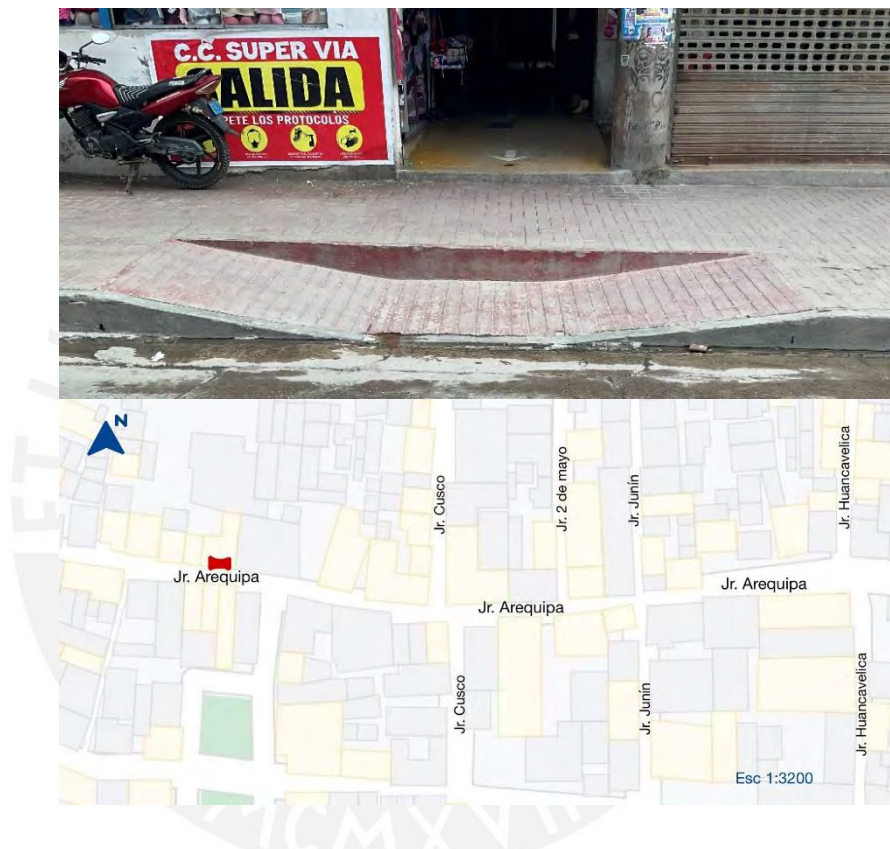


Figura 19. Rampa ubicada en el medio de la vía peatonal

Fuente: Propia

En la figura 19, se observan dos rampas ubicadas en el medio de una vereda que tiene como fin, ubicándonos en el caso de una persona en silla de ruedas, permitirle subir a la vereda del lado contrario de la calle al momento de cruzar la pista. Según las medidas tomadas en el caso de estudio, en la rampa de la izquierda, la altura vertical del desnivel entre la vereda y la pista es de 23 cm y el largo de la rampa es de 156 cm. Por lo tanto, se determina que la pendiente de la rampa izquierda es de 14.74% y

el ángulo de la rampa es de 8.38° . Por otro lado, en la rampa de la derecha, la altura vertical del desnivel entre la vereda y la pista es de 20 cm y el largo de la rampa es de 141 cm, con el mismo procedimiento descrito anteriormente, se determinó que la pendiente de esta rampa es de 14.18% y el ángulo de 8° .

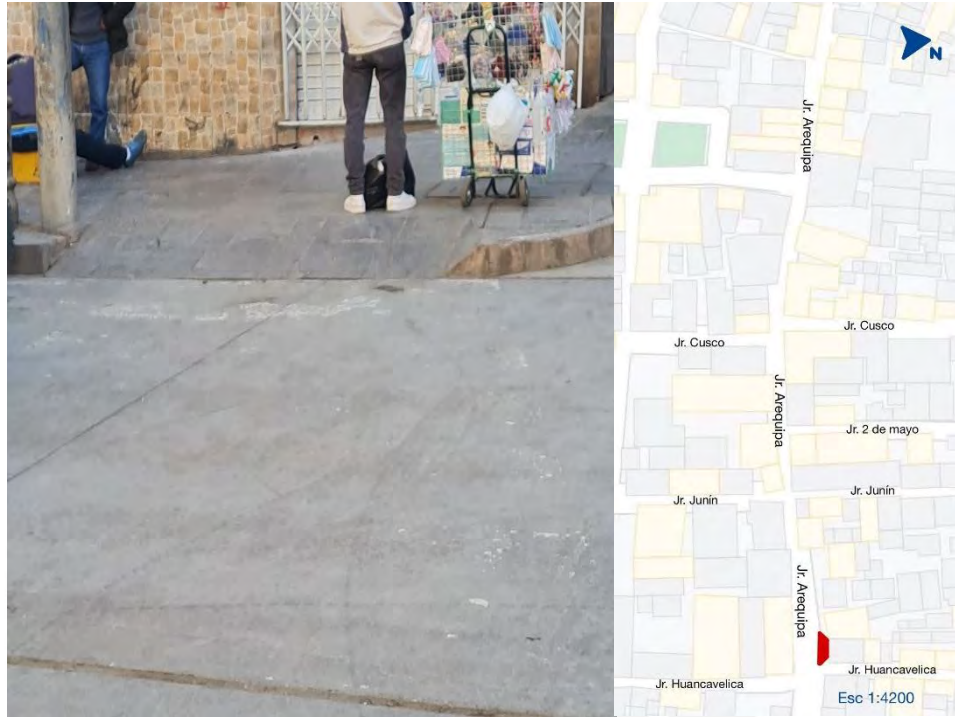


Figura 20. Rampa ubicada en un cruceo peatonal de una esquina

Fuente: Propia

En la figura 20, se observa la cuarta rampa seleccionada para el caso de estudio, la altura vertical del desnivel entre la vereda y la pista es de 15 cm y el largo de la rampa es de 84 cm. Por lo tanto, se determinó que la pendiente de esta rampa es de 17.86% y el ángulo de 10.13° .

5.3. Desarrollo de modelos computacionales

En esta sección se mostrarán los resultados del desarrollo de los modelos computacionales de la infraestructura peatonal seleccionada en el caso de estudio, el Jr. Arequipa de la ciudad de Abancay. Dichos modelos serán posteriormente utilizados para realizar las simulaciones en ANSYS con el fin de obtener los resultados parciales y finales de la presente tesis.

5.3.1. Modelado de los elementos seleccionados de la infraestructura peatonal del Jr. Arequipa

En primer lugar, se modeló la vereda con adoquines del Jr. Arequipa con la configuración perteneciente a las veredas de las Figuras 15 y 16. Para desarrollar el modelo se usó la herramienta *Design Modeler* que contiene ANSYS y se siguió el procedimiento explicado en la sección de metodología. A continuación, en la figura 21 se muestra la vista en planta de la vereda adoquinada y en la figura 22, una vista de perfil del modelo simplificado que ya está en una posición de tangencia con la vereda adoquinada.

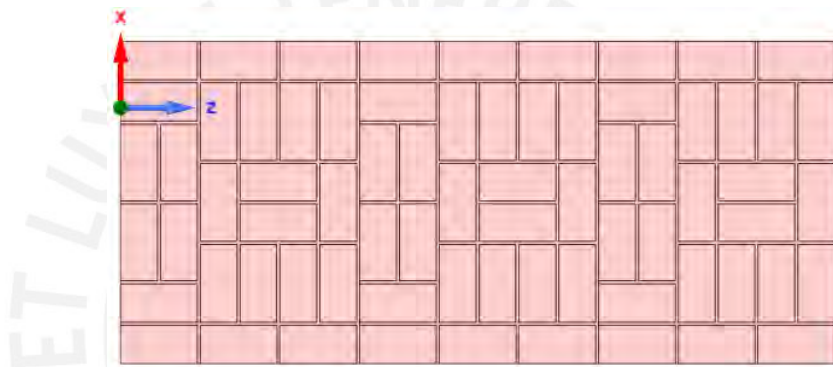


Figura 21. Vista en planta de vereda adoquinada del Jr. Arequipa

Fuente: Propia

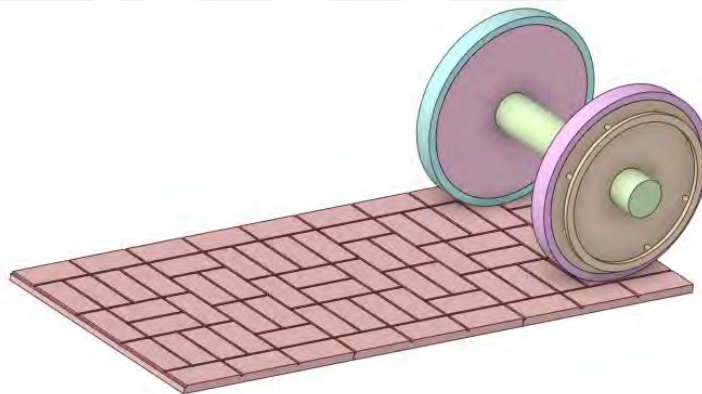


Figura 22. Vista de perfil del modelo simplificado sobre vereda del Jr. Arequipa

Fuente: Propia

En segundo lugar, se modelaron las rampas seleccionadas del Jr. Arequipa. Para desarrollar el modelo se usó la herramienta *Design Modeler* que contiene ANSYS y se siguió el procedimiento explicado en la sección de metodología. Son cuatro los casos de rampa elegidos en el caso de estudio, a continuación, se muestran los modelos computacionales de las rampas con el modelo simplificado en condición de tangencia con la base de las rampas.

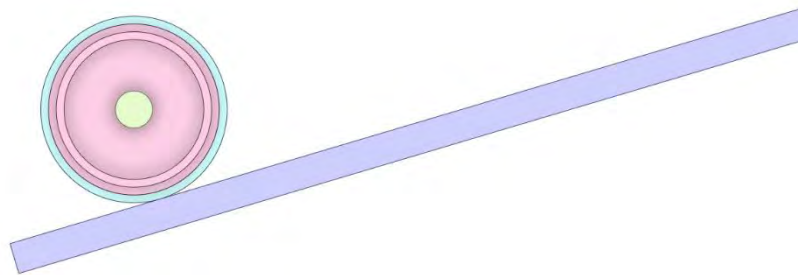


Figura 23. Modelo computacional de rampa de 15.94° en cruceo peatonal del Jr. Arequipa

Fuente: Propia

En la figura 23 se observa el modelo computacional de la rampa ubicada en un cruceo peatonal del Jr. Arequipa, anteriormente se determinó que esta rampa tiene una pendiente de 28.6% y un ángulo de rampa de 15.94° . Esto se aprecia en la imagen pues la pendiente es muy pronunciada en comparación con la rampa de la siguiente figura.

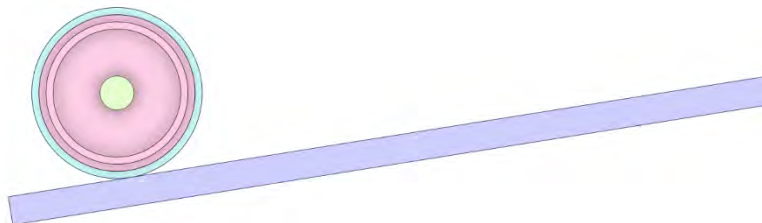


Figura 24. Modelo computacional de rampa de 8.38° en medio de vereda en el Jr. Arequipa

Fuente: Propia

En la figura 24 se observa el modelo computacional de la rampa izquierda ubicada en medio de la vía peatonal del Jr. Arequipa. Anteriormente se determinó que esta rampa tiene una pendiente de 14.74% y un ángulo de rampa de 8.38° . Esta inclinación se observa en la imagen y, en comparación con la figura 22, se puede notar que la inclinación de la rampa es menor pues esta rampa tiene una pendiente más pequeña. De igual manera, se modeló la rampa del lado izquierdo, la cual tiene un ángulo de 8° . La inclinación es muy similar a la rampa de la figura 24 pues solo difieren en 0.38° , por lo tanto, se limita incluir una figura de esta.

Finalmente, se modeló la rampa ubicada en una esquina del Jr. Arequipa la cual tiene un ángulo de 10.13° . Esta es la cuarta y última rampa que se analizará para poder obtener los resultados de las fuerzas requeridas por el usuario en silla de ruedas para poder ascender de manera autónoma. A continuación, en la figura 25, se muestra el modelo de la rampa de 10.13° la cual, como en los modelos anteriores, se encuentra en estado de tangencia con el modelo simplificado persona-silla de ruedas.

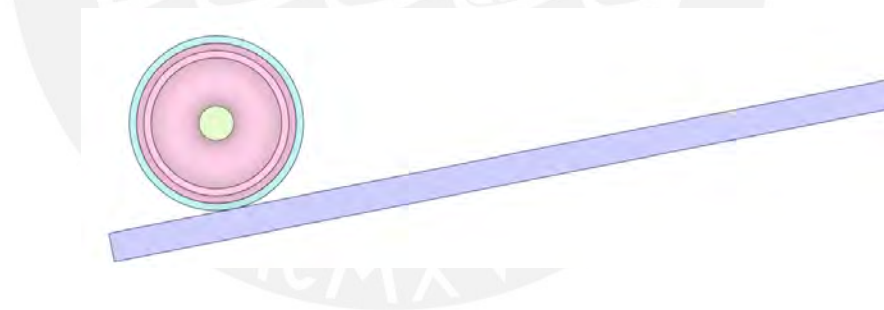


Figura 25. Modelo computacional de rampa de 10.13° en cruceo peatonal del Jr. Arequipa

Fuente: Propia

Una vez desarrollados todos los modelos computacionales, se procederá a realizar las simulaciones para cada caso y, en la sección 5.4, se presentarán los resultados de dichas simulaciones.

5.4. Desarrollo de simulaciones en un motor FEA

Una vez concluidos los modelos computacionales de los elementos de la infraestructura peatonal del Jr. Arequipa, se procedió a resolver las simulaciones para obtener los resultados parciales requeridos que serán la base para obtener los resultados finales. En esta sección se describirán las configuraciones realizadas para correr las simulaciones y se presentarán los resultados para cada caso.

5.4.1. Interacción entre los modelos de la persona y la infraestructura peatonal

De las simulaciones se obtendrán resultados que nos ayudarán a cuantificar la accesibilidad en el lugar de estudio a partir de las interacciones entre la persona con discapacidad motriz y la infraestructura peatonal.

5.4.1.1. Simulación del modelo simplificado sobre veredas adoquinadas

En primer lugar, se desarrolló la simulación del modelo simplificado de la persona sobre el modelo computacional de las veredas con adoquines del caso de estudio. Tal como se mencionó en la metodología, la configuración para realizar las simulaciones en el módulo *Transient Structural* de ANSYS, consiste en ingresar las condiciones físicas de los contactos y juntas en los modelos desarrollados. Por ejemplo, para el contacto entre la parte exterior de la rueda que es de caucho y la base de adoquines de concreto, se configura un contacto de fricción en el que se especifica el coeficiente de fricción de 0.85 para este tipo de materiales. Por otro lado, para el contacto del aluminio de la llanta con el caucho que la recubre se usó el contacto de pegado, ya que, físicamente, la llanta no debe moverse ni deslizarse respecto al aro. Por último, en cuanto a las juntas, se usó una junta cilíndrica entre las llantas y el eje, la cual permite un movimiento referenciado, es decir, que las llantas se muevan respecto a un eje de referencia el cual fue el eje que une las llantas.

Además, se configuraron aspectos ya descritos anteriormente como la velocidad constante a la que se debe mover el sistema que es de 1.17m/s, en este caso el vector de velocidad va horizontal ya que la vereda de adoquines no tiene ninguna inclinación. Finalmente, se configuró el tipo de resultados requeridos que, para el caso de adoquines, es la aceleración vertical del centro de masas del sistema simplificado. A continuación, en la figura 26, se presentan las aceleraciones verticales obtenidas.

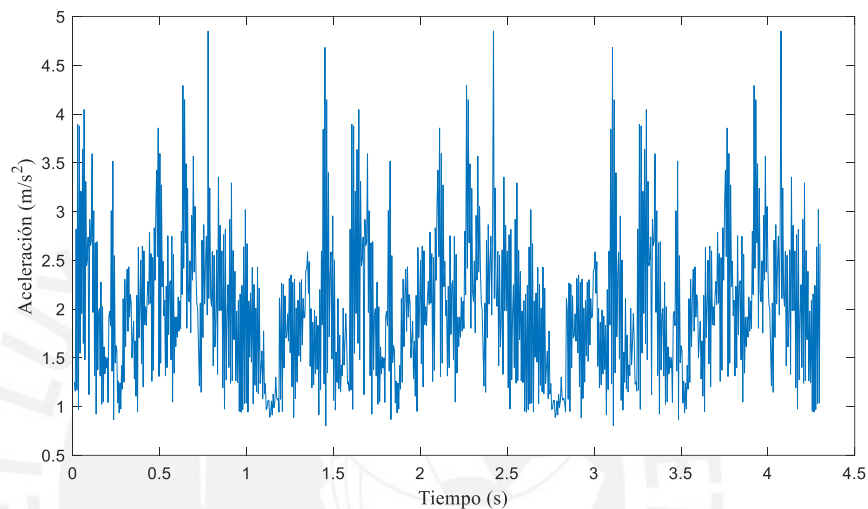


Figura 26. Aceleración vertical del sistema simplificado al pasar sobre adoquines

Fuente: Propia

De la figura 26, se observa que la aceleración vertical del centro de masa del sistema simplificado se mantiene en un rango de 1 m/s^2 hasta 4.8 m/s^2 . Además, el promedio de la aceleración vertical resulta ser 2 m/s^2 aproximadamente.

5.4.1.2. Simulación del modelo simplificado sobre rampas

Al igual que en el caso anterior de adoquines, para las simulaciones de rampas, se configuraron los contactos y juntas en el módulo *Transient Structural* de ANSYS. Para el contacto de fricción, se volvió a usar el valor de 0.85 para el coeficiente de fricción, ya que, el material de las rampas también es concreto. La diferencia entre la configuración de ambas simulaciones radica en la dirección del vector de velocidad pues, para los

adoquines, este vector fue horizontal, pero para el caso de las rampas, este vector debe ser paralelo a la rampa por la que se mueve el modelo simplificado. Es decir, para cada simulación de rampa, el vector de velocidad tiene un ángulo de inclinación propio de la rampa que se está simulando. A continuación, se muestran los resultados de aceleración total de las 4 rampas seleccionadas en el caso de estudio.

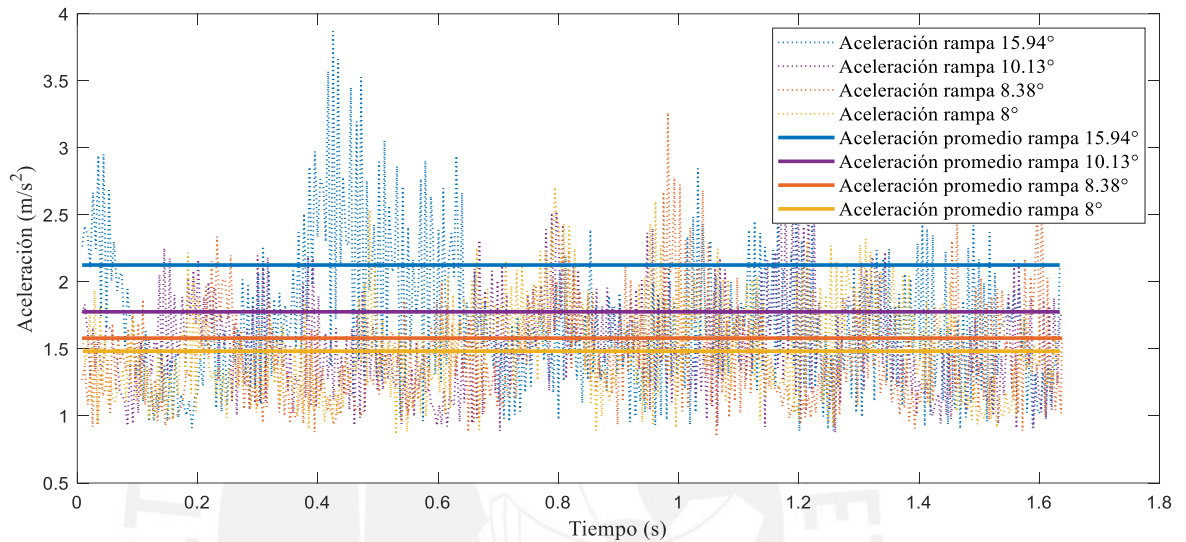


Figura 27. Aceleraciones en el tiempo y aceleraciones promedio de las 4 rampas simuladas del caso de estudio.

Fuente: Propia

De la figura 27, se puede observar el registro de aceleración total en el tiempo de las 4 rampas seleccionadas en el caso de estudio. Además, el gráfico muestra la aceleración promedio para cada registro de aceleración. En la tabla 9, se presentan las aceleraciones totales promedio obtenidas en las 4 simulaciones para las 4 rampas.

Tabla 9.
Aceleraciones totales promedio para cada pendiente

Ángulo (°)	Pendiente (%)	Aceleración promedio (m/s ²)
15.94	28.6	2.13
10.13	17.9	1.78
8.38	14.7	1.58
8	14.2	1.48

Fuente: Propia

5.5. Tratamiento de resultados parciales

En esta sección se tratarán los resultados parciales obtenidos en la sección anterior. Para la simulación del modelo simplificado sobre adoquines, las aceleraciones verticales obtenidas se ingresarán al código de MATLAB para finalmente obtener las frecuencias de vibración. Por otro lado, para las simulaciones del modelo simplificado sobre rampas, se calcularán las fuerzas totales en función de las aceleraciones totales obtenidas.

5.5.1. Obtención de frecuencias de vibración para cada bloque del cuerpo humano

El tratamiento de resultados parciales para la simulación del modelo simplificado en la vereda adoquinada consiste en ingresar el registro de aceleraciones verticales obtenido en el centro de masa del modelo persona – silla de ruedas. Debido a que el código ya se configuró en el acápite de calibración y no varían más parámetros como el peso de la persona, el procedimiento consiste solo en cambiar el registro de aceleraciones verticales ya que la configuración de adoquines es diferente a la que se usó en el acápite de calibración. De esta manera, será posible obtener el gráfico de aceleraciones para cada bloque del modelo biomecánico del cuerpo humano y el gráfico de frecuencias para cada bloque del cuerpo.

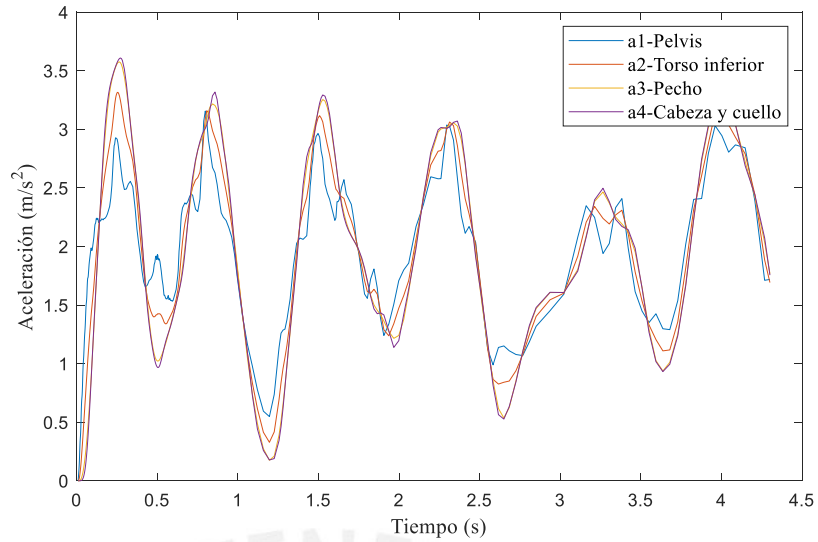


Figura 28. Aceleraciones para cada bloque del modelo biomecánico humano

Fuente: Propia

Se observan, en la figura 28, las aceleraciones verticales obtenidas para cada bloque del modelo biomecánico humano. A partir de dichas aceleraciones, mediante la transformada de Fourier establecida en el código de MATLAB, se determinan las frecuencias fundamentales en Hz para cada bloque del cuerpo respectivamente.

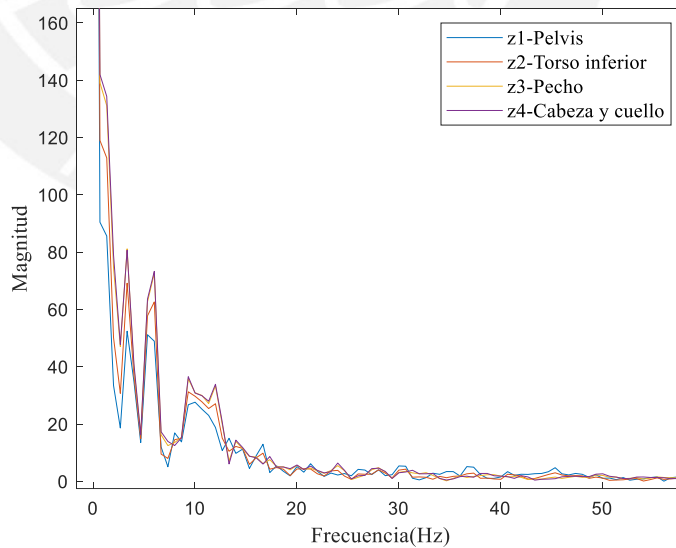


Figura 29. Frecuencias de vibración para cada bloque del modelo biomecánico del cuerpo humano

Fuente: Propia

Se observan, en la figura 29, las frecuencias de vibración (Hz) obtenidas para cada bloque del modelo biomecánico humano. Posteriormente, en el acápite de resultados se interpretarán dichos resultados.

5.5.2. Obtención de fuerzas totales

El tratamiento de resultados parciales para las simulaciones del modelo simplificado en las rampas de diferentes pendientes consiste en transformar la aceleración total en fuerza total mediante la Segunda Ley de Newton. De esta manera, las aceleraciones promedio se multiplicarán por la masa del modelo simplificado y finalmente se obtendrán las fuerzas totales en Newtons. Cabe recordar que el peso del modelo simplificado calibrado es de 78.6 kg.

Tabla 10.
Fuerza total para cada pendiente de las rampas del caso de estudio

Ángulo (°)	Pendiente (%)	Aceleración Total (m/s ²)	Fuerza Total (N)
15.94	28.6	2.13	167.4
10.13	17.9	1.78	139.9
8.38	14.7	1.58	124.2
8	14.2	1.48	116.3

Fuente: Propia

En la tabla 10, se observa la aplicación de la Segunda Ley de Newton para obtener la fuerza total a partir de las aceleraciones totales obtenidas para cada pendiente del caso de estudio. Posteriormente, en el acápite de resultados se interpretarán dichos resultados.

CAPÍTULO 6: ANÁLISIS DE RESULTADOS

En este capítulo de la presente tesis se analizarán los resultados finales obtenidos para el caso de estudio. En primer lugar, se analizarán los resultados mediante comparaciones con ensayos experimentales para determinar la magnitud de los efectos físicos de la infraestructura peatonal sobre una persona con discapacidad motriz. En segundo lugar, se analizarán las tendencias obtenidas tanto para rampas como para adoquines y se evaluará el confort peatonal en base a la Norma ISO 2631 y resultados de estudios previos.

6.1. Análisis de resultados finales mediante comparaciones con estudios experimentales

Los estudios experimentales que se usarán para la comparación fueron presentados previamente en la sección del marco teórico. A continuación, se efectuarán las comparaciones para los dos casos propuestos, veredas adoquinadas y rampas.

6.1.1. Análisis de frecuencias de vibración ocasionadas por veredas con relieve

Para el análisis de las frecuencias obtenidas en el caso de las veredas adoquinadas se usarán dos estudios experimentales. En primer lugar, se toma como referencia el estudio “Efectos de la vibración vehicular en el cuerpo humano”. Tal como se mencionó en la sección del marco teórico este estudio está basado en la Norma ISO 2631 “Evaluación de la exposición humana a las vibraciones de cuerpo entero”. De este artículo se rescatan los resultados finales que muestran las frecuencias de resonancia para diferentes partes del cuerpo (tabla 1).

Las frecuencias de resonancia en dicho estudio resultaron ser de 5Hz para los hombros, 4Hz para las vértebras lumbares y en un rango de 3 a 4 Hz para el cuello. Por otro lado, frecuencia de resonancia entre la cabeza y los ojos asciende a los 20Hz. En la figura 30, se puede observar que el segundo y tercer pico de frecuencias fundamentales están en 3.33Hz y 6Hz respectivamente. Por lo tanto, se resalta que, de las frecuencias

obtenidas para el caso de simulación sobre veredas adoquinadas, la frecuencia de 3.33Hz que es del bloque cabeza y cuello, está dentro del rango de frecuencia de resonancia para el cuello en el artículo. Por esta razón, se infiere que el cuello estaría soportando los peores efectos debido a la vibración. Esto debido a que, si una frecuencia de resonancia es aquella que causa las mayores oscilaciones en un cuerpo, dichas frecuencias, para efectos de la presente tesis, serían aquellas que causen los daños más perjudiciales al cuerpo humano. Adicionalmente, cabe resaltar que las demás frecuencias fundamentales halladas son cercanas a las frecuencias de resonancia para los hombros y vértebras lumbares determinadas en el estudio, por lo que, es posible que estas partes del cuerpo también se vean afectadas.

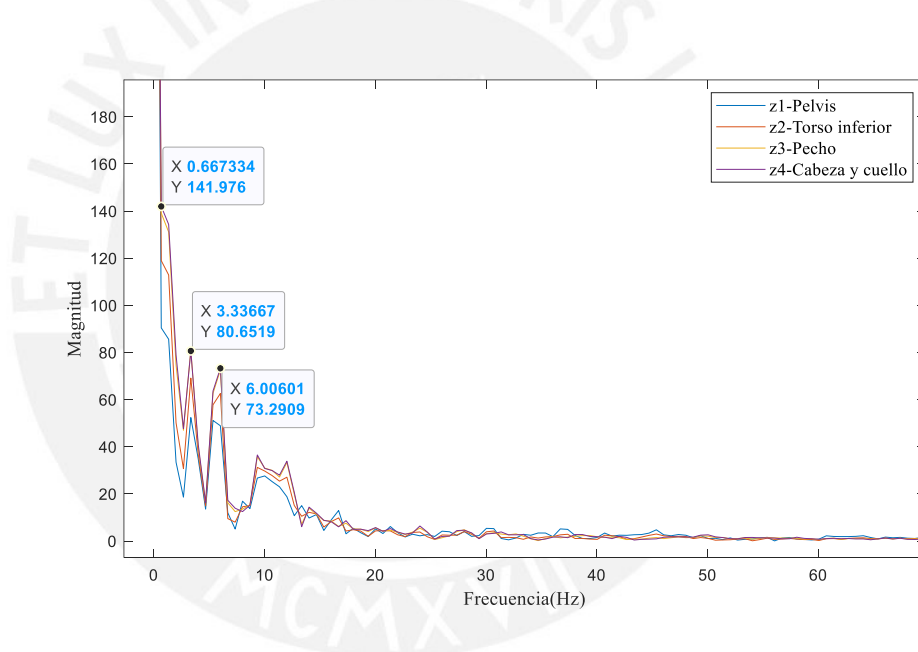


Figura 30. Frecuencias fundamentales para cada bloque de cuerpo humano

Fuente: Propia

En segundo lugar, se toma como referencia el estudio “Malestar en todo el cuerpo por vibración vertical del tipo de choque en el rango de frecuencia de 0.5 a 16 Hz”. En dicho estudio se concluyó que los efectos perjudiciales por vibración vertical generalmente ocurren en un rango de 4 a 20Hz con una aceleración que excede 0.2g (1.96m/s²). De los resultados de aceleración vertical presentados para el caso de estudio se observó que el promedio de las aceleraciones verticales en cada uno de los

bloques del cuerpo humano es de 2 m/s^2 aproximadamente. Por lo tanto, se infiere que la persona está expuesta a sufrir efectos físicos en diferentes partes de su cuerpo al pasar por una vereda adoquinada debido a que las frecuencias fundamentales están dentro del rango propuesto en el estudio y la aceleración vertical excede los 1.96 m/s^2 .

Además, en dicho artículo también se determinó que las personas son más sensibles a vibraciones verticales entre 5 y 16Hz y que la mayoría de las respuestas de sujetos sentados implican al abdomen bajo una frecuencia de 2Hz y al cuerpo inferior en frecuencias entre 4 y 8 Hz. Una vez más, según los resultados obtenidos en el caso de estudio, se puede verificar que, efectivamente, las frecuencias fundamentales encontradas afectarán negativamente a la persona en silla de ruedas. Por último, los resultados más relevantes del estudio mencionado se presentan en la tabla 11.

Tabla 11.
Zonas más incómodas del cuerpo humano durante vibraciones tipo choque

Magnitud	Frecuencia Fundamental (Hz)															
	0.5	0.6	0.8	1	1.3	1.6	2	2.5	3.2	4	5	6.3	8	10	13	16
Muy baja	U	-	-	-	-	-	-	-	1	L	L	1	1	L	L	L
Baja	U	u	-	-	-	-	-	-	L	1	1	-	L	L	L	L
Media	U	U		u	-	-	-	-	-	-	-	-	1	L	1	L
Alta	U	U	U	u	u	-	-	-	-	-	-	-	-	-	L	L
Muy alta	U	U	U	U	U	-	-	-	-	-	u	-	-	-	-	-

Nota: Adaptado de “Discomfort of vertical whole-body shock-type vibration in the frequency range of 0.5 to 16 hz”, por S. J. Ahn, 2010.

Para la elaboración de la tabla 11, en el estudio se usaron dos tipos de correlaciones. Para una primera correlación ($p < 0.01$), los resultados se presentan como “U” para representar el cuerpo superior y “L” para el cuerpo inferior. La segunda correlación ($p < 0.05$), “u” representa el cuerpo superior y “1”, el cuerpo inferior.

Finalmente, al comparar los datos se puede establecer que los resultados del caso de estudio guardan cierta correlación con los datos del estudio experimental. Por ejemplo, de la tabla 11, se observa que las frecuencias fundamentales más bajas, que pertenecen a un rango de 0.5 a 1.3 Hz, y que tienen las magnitudes más altas afectan perjudicialmente al cuerpo superior. En la figura 29, la frecuencia que tiene mayor magnitud es de 0.67 Hz, por lo tanto, dicha frecuencia ocasionará efectos físicos negativos en la zona del torso superior, pecho y posiblemente cabeza y cuello.

Por otro lado, si se analiza la parte derecha de la tabla 11, se observa que las frecuencias fundamentales más altas que pertenecen a un rango de 3.2 hasta 16 Hz y que tienen magnitudes bajas, afectan perjudicialmente al cuerpo inferior. En la figura 29 se observan frecuencias fundamentales, pertenecientes a los bloques de torso inferior y pelvis, de 3.3, 6, 10 y 13 Hz que tienen magnitudes más bajas, por lo tanto, dichas frecuencias ocasionarán efectos físicos negativos en partes inferiores del cuerpo humano.

6.1.2. Análisis de fuerzas en pendientes

En esta sección, para el análisis de las fuerzas totales obtenidas en el caso de las rampas se usará un estudio experimental, posteriormente para evaluar el confort peatonal se usarán más referencias. En primer antes de mencionar el estudio experimental, es necesario analizar los resultados propios del caso de estudio. A continuación, se presenta la tabla 12 que resume los resultados obtenidos tanto en el proceso de calibración como en el caso de estudio.

Tabla 12.

Fuerzas totales para pendientes del caso de estudio y del proceso de calibración

Ángulo (°)	Pendiente (%)	Aceleración Total (m/s ²)	Fuerza Total (N)
15.94	28.6	2.13	167.39
10.13	17.9	1.78	139.88
8.38	14.7	1.58	124.17
8	14.2	1.48	116.31
7.1°	12.5	1.37	107.70
2.7°	5.0	1.10	86.44

Fuente: Propia

De la tabla 12, se observa que la aceleración total es directamente proporcional a la pendiente de la rampa y, por consiguiente, la fuerza total también resulta ser directamente proporcional a la pendiente o ángulo de inclinación de la rampa. Es lógico que la fuerza total para impulsar una silla de ruedas sea creciente a medida que la pendiente también se incrementa. En las figuras 31 y 32 se presentan gráficos de la fuerza total versus el ángulo y la pendiente para poder analizar las tendencias de manera más directa.

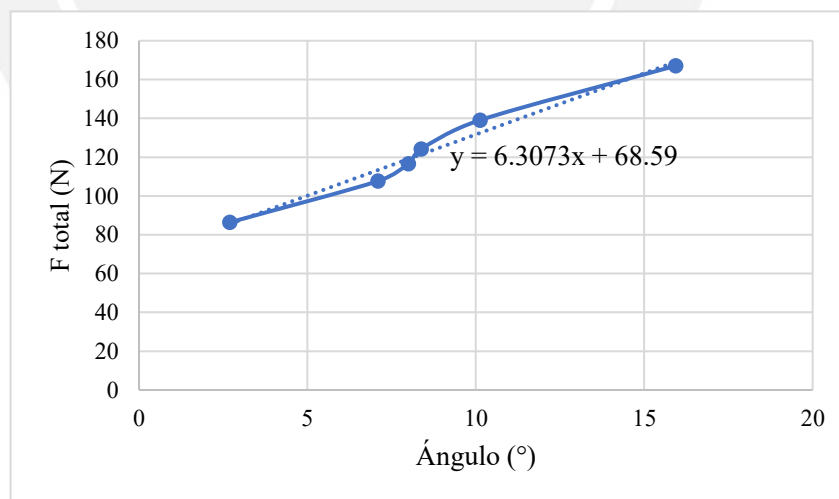


Figura 31. Gráfico de fuerza total vs ángulo

Fuente: Propia

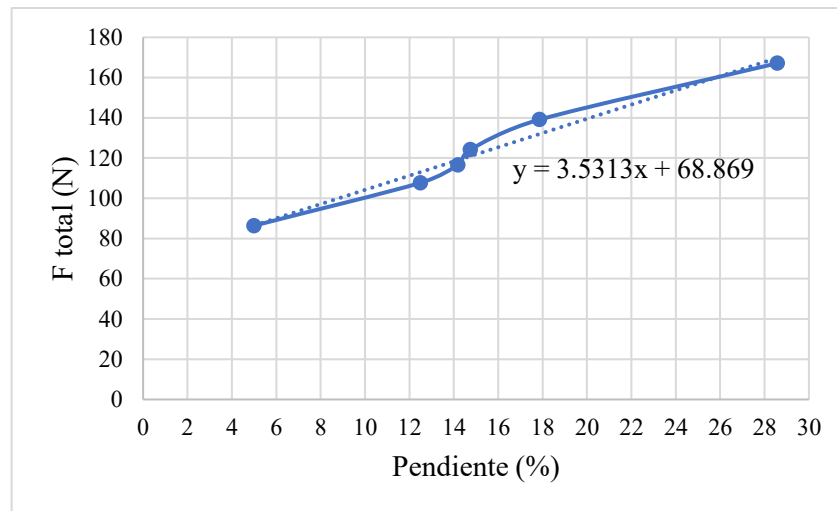


Figura 32. Gráfico de fuerza total vs pendiente

Fuente: Propia

De las figuras 31 y 32 se aprecia que la tendencia de la fuerza es incremental a medida que el ángulo y la pendiente crece, además, la línea de tendencia se ajustó a una ecuación lineal, de esta manera, es posible determinar la fuerza total en Newtons para cualquier ángulo o pendiente. Por ejemplo, la Norma A.120 establece que la máxima pendiente longitudinal recomendada es de 12%, por lo tanto, la fuerza total requerida, según el gráfico de la figura 31, será de aproximadamente 110 N.

Por otro lado, el estudio en mención para analizar las fuerzas totales es “Cambios biomecánicos debido a incrementos progresivos de pendiente durante la propulsión manual de la silla de ruedas en la cinta de correr motorizada en individuos con lesión de la médula espinal”. De este estudio se rescata el esfuerzo percibido necesario para subir una rampa a medida que se incrementa la pendiente.

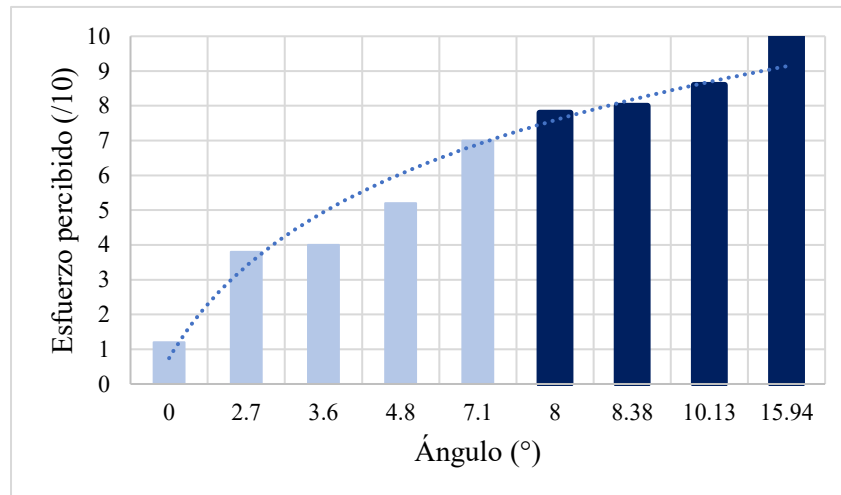


Figura 33. Esfuerzo percibido vs ángulos de inclinación

Adaptado de "Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury", por Gagnon, 2014

De la figura 33, se observa el esfuerzo percibido a medida que se incrementa el ángulo de inclinación de una rampa. Los resultados presentados en color azul claro fueron extraídos directamente del estudio experimental y los datos de color azul oscuro se obtuvieron mediante una tendencia logarítmica para los cuatro ángulos de las rampas del caso de estudio. De esta manera, se determina que los resultados guardan relación con las tendencias presentadas anteriormente debido a que a medida que se incrementa la inclinación de una rampa, la fuerza total requerida crece y el esfuerzo percibido es mayor. Finalmente, se puede observar que, si la pendiente longitudinal máxima recomendada según norma es de 12%, lo que equivale a un ángulo de 7° de inclinación, el esfuerzo máximo requerido debería ser un 7 en una escala de 10, el cual es un valor alto. Adicionalmente, en el caso de estudio se encontró una rampa de 15.9° que requiere un esfuerzo de 10 en una escala de 10, lo que hace inviable que una persona en silla de ruedas pueda ascender de manera independiente una rampa con dicho ángulo de inclinación.

6.2. Análisis de tendencias para evaluar el confort peatonal

En esta sección final se analizarán las tendencias obtenidas anteriormente con el objetivo de evaluar el confort que experimenta la persona con discapacidad motriz cuando se desplaza sobre las veredas adoquinadas y rampas del caso de estudio.

6.2.1. Relieves – vibración

Para evaluar la comodidad de la persona en silla de ruedas, se usará como primera referencia a la Norma ISO 2631 mencionada anteriormente. Dicha norma establece rangos de comodidad e incomodidad en función de la aceleración vertical transmitida del asiento al cuerpo de la persona. En el acápite del caso de estudio se presentaron las curvas de aceleración para cada bloque del cuerpo humano (figura 28), de estos resultados se observó que todas las aceleraciones se encontraban en un promedio de 1.5 a 2 m/s².

Tabla 13.
Rangos de confort en función de la aceleración vertical

Vibración	Reacción
Menos de 0.315m/s ²	No incómodo
0.315 hasta 0.63 m/s ²	Un poco incómodo
0.5 hasta 1 m/s ²	Bastante incómodo
0.8 hasta 1.6 m/s ²	Incómodo
1.25 hasta 2.5 m/s ²	Muy incómodo
Más de 2 m/s ²	Extremadamente incómodo

Nota: Extraído de “Evaluación de la exposición humana a las vibraciones de cuerpo entero”, por UNE-ISO 2631-1, 2008.

De la tabla 13, y conociendo los resultados de aceleración vertical del caso de estudio, se puede determinar que el usuario experimentaría una condición muy incómoda al pasar con una silla de ruedas sobre veredas con adoquines.

Por otro lado, netamente para efectos de comparación, se determinaron las aceleraciones verticales y frecuencias de una calle que no

pertenece al caso de estudio. La calle es el Jr. Lima, la cual es la paralela al Jr. Arequipa, como se observa en la figura 34, la vereda de concreto es completamente lisa a diferencia de la vereda del Jr. Arequipa que es adoquinada.

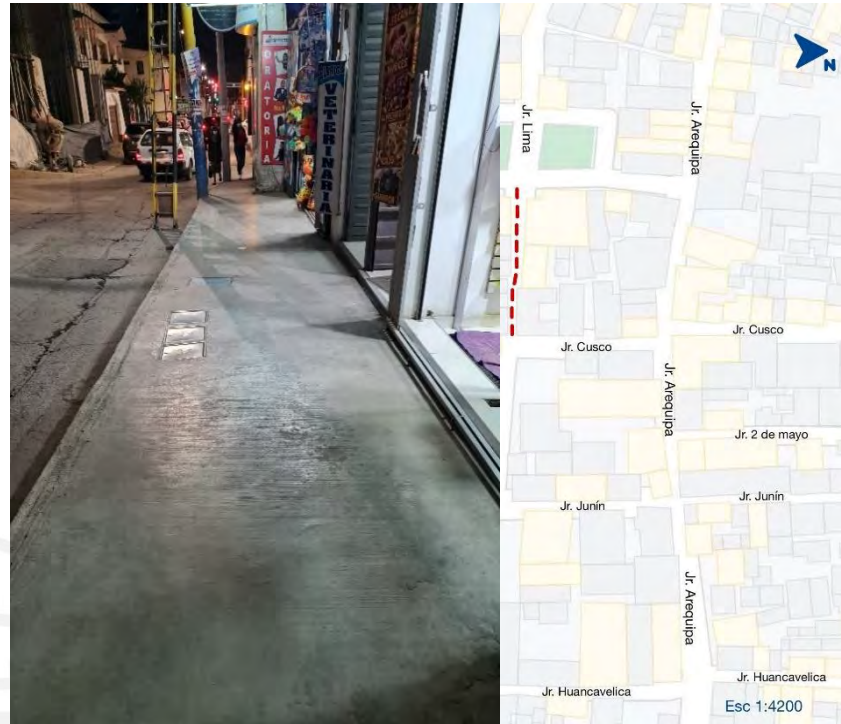


Figura 34. Vereda lisa del Jr. Lima

Fuente: Propia

Para este caso, se desarrolló una simulación en una base lisa de material concreto en ANSYS y se obtuvo el registro de aceleración vertical en el tiempo, estos resultados se incluyeron en el código de MATLAB y se pudo obtener las aceleraciones verticales y las frecuencias de vibración para cada bloque del cuerpo humano. Dichos resultados de aceleración y frecuencia se presentan en gráficos que también incluyen los resultados pertenecientes al caso de estudio de veredas adoquinadas para facilitar la comparación. A continuación, en la figura 35 se presentan las aceleraciones verticales y en la figura 36, las frecuencias de vibración.

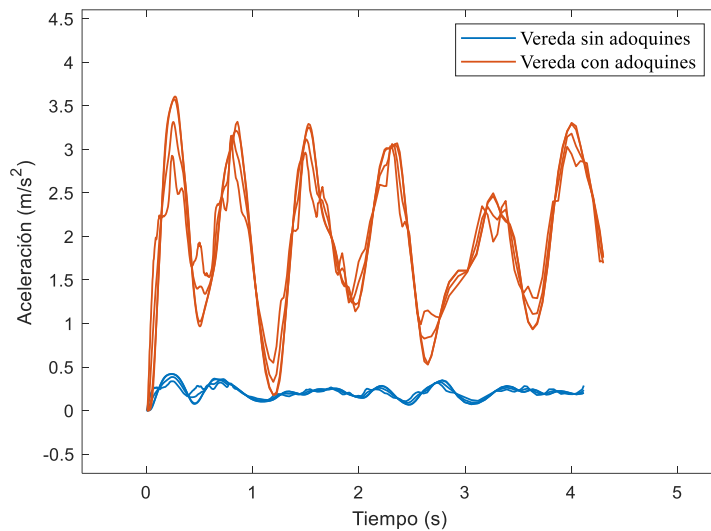


Figura 35. Aceleraciones verticales para vereda adoquinada y lisa

Fuente: Propia

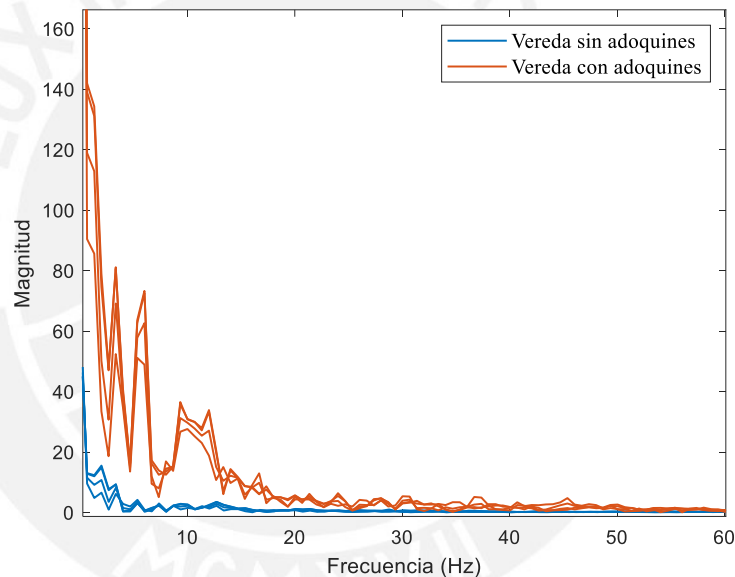


Figura 36. Frecuencias de vibración para vereda adoquinada y lisa

Fuente: Propia

De las figuras 35 y 36 se observa la gran diferencia ya sea para aceleraciones verticales como para frecuencias de vibración. En primer lugar, en cuanto a las aceleraciones verticales se mencionó que el promedio en el caso de la vereda adoquinada es de 2m/s^2 y se determinó que según la Norma ISO 2631, se desarrolla una situación muy incómoda. Sin embargo, para el caso de la vereda lisa, se observa que el promedio de aceleraciones verticales es de 0.2m/s^2 , para esta aceleración, se tendría una situación no incómoda.

En segundo lugar, en cuanto a las frecuencias de vibración, se observó que las frecuencias fundamentales para el caso de la vereda adoquinada están en un rango de 0.5 a 16Hz con magnitudes medias a altas. Debido a esto, se determinó que se podían generar efectos físicos negativos en el cuerpo humano. Sin embargo, para el caso de la vereda lisa, se observa que si bien los picos de frecuencias se encuentran en un rango de 0.5 a 5Hz, las magnitudes disminuyen casi a 0. Por lo tanto, la experiencia de pasar sobre una vereda lisa ya no genera posibilidades de daño al cuerpo humano.

6.2.2. Rampas – fuerzas

Para evaluar la comodidad de la persona en silla de ruedas en el caso de las rampas, se usará como primera referencia el estudio experimental “Efectos de la pendiente y la altura de la rampa en la usabilidad y la fisiología durante la conducción en silla de ruedas”. Del estudio se rescata el gráfico presentado en la figura 37 que muestra la incomodidad percibida según diferentes pendientes y alturas de desnivel.

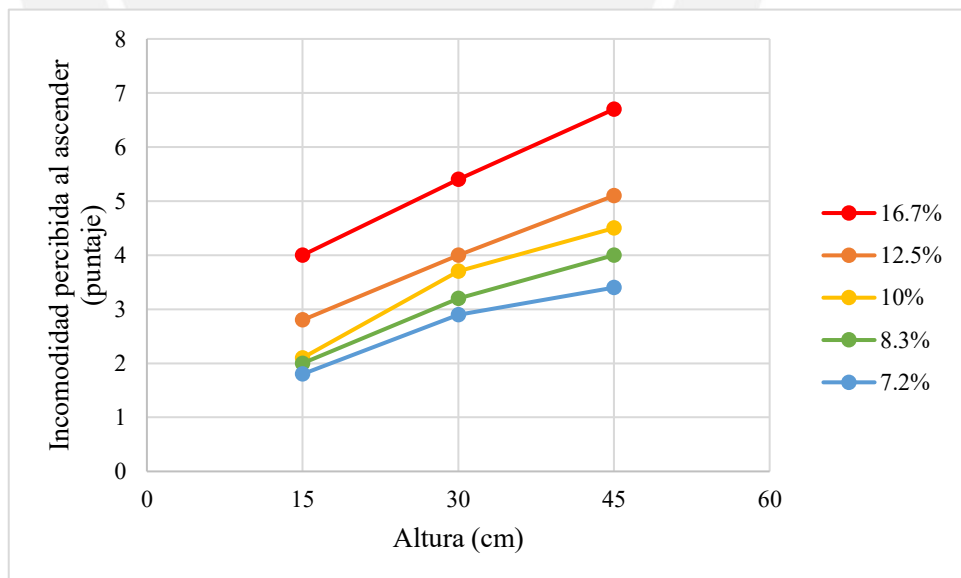


Figura 37. Gráfico de malestar percibido vs pendiente

Adaptado de “Effects of Ramp Slope and Height on Usability and Physiology during Wheelchair Driving”, por Kim, 2010.

De la figura 37, se puede determinar que la máxima incomodidad se da para una pendiente de 16.7%. En el caso de estudio, la rampa de 10.13° tiene una pendiente de 17.86% y una altura de 17cm, por lo tanto, la incomodidad percibida excedería los 4 puntos. Para las rampas de 8 y 8.38°, se tiene pendientes de 14.2% y 14.8% respectivamente y una altura de 23cm, por lo tanto, la incomodidad percibida tendría un puntaje de 4.5 aproximadamente. Por último, la rampa de 15.94° que tiene una pendiente de 28.6% y una altura de 16cm tendría un puntaje de 8 para la incomodad percibida.

Como segunda referencia se usará el estudio de Gagnon (2014) presentado anteriormente, para esta comparación, se rescatan la figura 38 y la figura 39.

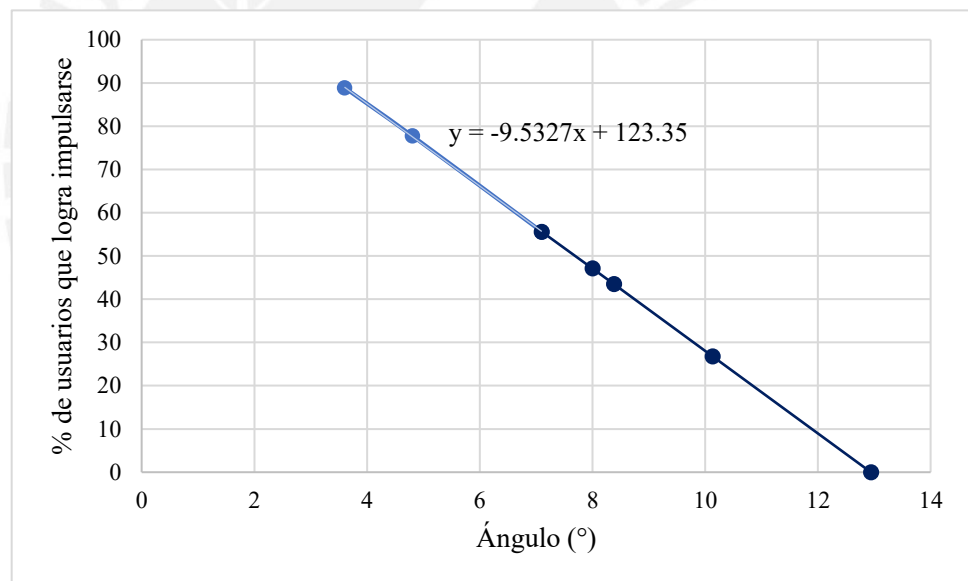


Figura 38. Porcentaje de usuarios que logra impulsarse según el ángulo de inclinación

Adaptado de "Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury", por Gagnon, 2014

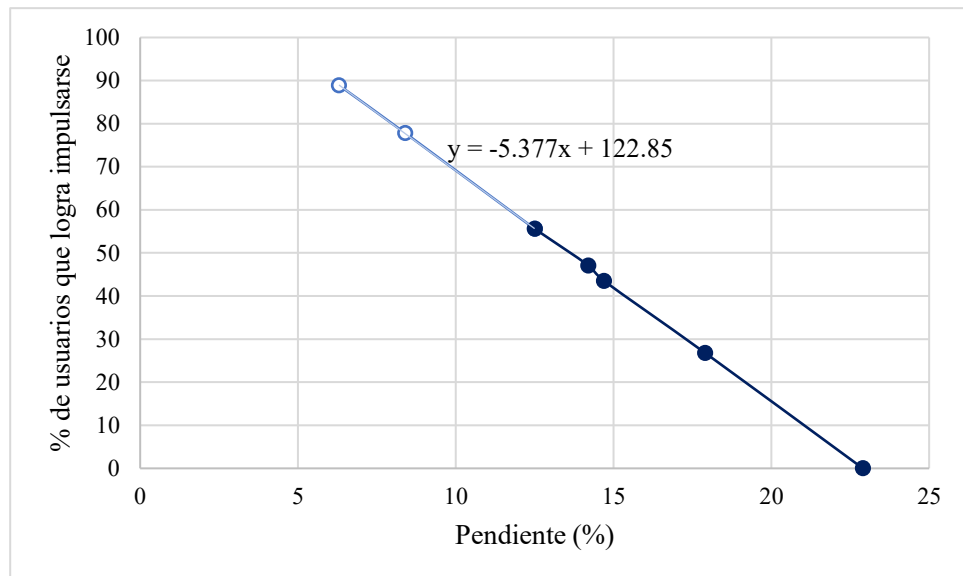


Figura 39. Porcentaje de usuarios que logra impulsarse según el ángulo de inclinación

Adaptado de "Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury", por Gagnon, 2014

De las figuras 38 y 39 se observan las líneas de tendencia lineales para representar el porcentaje de usuarios de sillas de ruedas que logran impulsarse de manera independiente según el ángulo de inclinación y la pendiente de las rampas. Para ambos gráficos, los datos presentados en azul claro fueron extraídos de los resultados del estudio experimental para los ángulos de 3.6°, 4.8° y 7.1°. Después, se estableció la línea de tendencia y se calculó el porcentaje de usuarios que podrían impulsarse de manera autónoma para los ángulos de inclinación del caso de estudio, estos datos están representados en color azul oscuro.

Para los ángulos de 8° y 8.38° se obtuvo que solo el 47% y 44% de los usuarios de sillas de ruedas podrían impulsarse de manera autónoma respectivamente. Para el ángulo de 10.13°, solo el 26.8% de los usuarios podría impulsarse, es decir, menos de la tercera parte. Se observa que para un ángulo de inclinación de 13°, habría posibilidades casi nulas de que una persona pueda impulsarse sola; por lo tanto, para la rampa de 15.94° del caso de estudio, sería estrictamente necesario que otra persona ayude al usuario de silla de ruedas a subir dicha rampa. Según estos resultados, la

infraestructura peatonal del caso de estudio, al no poder ofrecer autonomía a los usuarios resultaría ser inaccesible.

La figura 39 se presentó con el objetivo de analizar la pendiente de 12% que es la máxima recomendada en la Ordenanza N°2273 la cual promueve la accesibilidad universal y fomenta la inclusión de las personas con discapacidad en Lima (Municipalidad Metropolitana De Lima, 2020). Según el gráfico, para dicha pendiente, solo el 60% de los usuarios podría impulsarse de manera independiente.



Conclusiones y recomendaciones

La accesibilidad tiene como principio ofrecer condiciones equitativas a todo tipo de usuarios. En este sentido, respecto a la accesibilidad peatonal, una persona con discapacidad motriz que se desplaza en silla de ruedas tendría que poder movilizarse por la infraestructura peatonal de manera cómoda, sin sentir dolores y sin hacer sobreesfuerzos. Además, el término “accesibilidad peatonal” también está relacionado con la autonomía, es decir, que una persona en silla de ruedas debería ser capaz de movilizarse de manera independiente, tomar sus propias decisiones y no requerir la ayuda de otra persona para desplazarse. La presente tesis se centró en evaluar los efectos físicos que una persona en silla de ruedas podría experimentar al tener interacción con dos elementos de la infraestructura peatonal, los cuales fueron las rampas y las veredas con relieve. Y, de esta manera, evaluar la accesibilidad y el confort de dichos elementos.

En primer lugar, se hizo una recopilación de información sobre normas de accesibilidad, ordenanzas y leyes de las personas con discapacidad para identificar qué medidas se tienen para las personas con discapacidad motriz en espacios públicos. Se pudo notar que dichos documentos determinan que la infraestructura peatonal es adecuada si cumple ciertos parámetros, en su mayoría geométricos tales como pendientes longitudinales máximas permitidas, desniveles verticales en veredas, anchos efectivos, entre otros. Sin embargo, en ningún documento de los que se pudo revisar, se demuestran o justifican dichas recomendaciones. Además, cabe resaltar que si efectivamente existiese algún cálculo que justifique las recomendaciones, no se especifica para qué tipo de usuario están pensadas, ya que los parámetros establecidos son generales y las personas con movilidad reducida son disímiles. Adicionalmente, a partir de aplicar el método de la observación directa en el lugar de estudio, se determinó que existen más factores como incomodidad por desplazamiento en superficies irregulares e incapacidad de ejercer fuerzas excesivas que influyen en la accesibilidad de los espacios públicos. Esto demuestra que la primera hipótesis planteada “Los parámetros definidos actualmente para la evaluación de la accesibilidad peatonal son insuficientes debido a que no consideran las repercusiones de la infraestructura peatonal sobre la persona con discapacidad motriz” es verdadera. Además, se concluye que el primer objetivo ha sido cumplido pues se pudo determinar cuáles son los parámetros considerados en la evaluación peatonal y cuáles son

los factores que repercuten en el usuario pero que aún no son incluidos en los proyectos urbanos.

En segundo lugar, respecto al estudio específico de la tesis, los elementos seleccionados de la infraestructura peatonal y su característica representativa para ser evaluados fueron elegidos a partir de los resultados de la observación directa y por relaciones causa-efecto. Para el caso de las veredas, se estableció, a partir de la observación, que las personas que se desplazan con ayuda de una silla de ruedas no usan las veredas debido a las incomodidades generadas por el alto relieve y rugosidad de estas. Como causa efecto, se determinó que este tipo de veredas causan vibraciones cuando una persona en silla de ruedas se desplaza sobre ellas. Las frecuencias de vibración pasan directamente al cuerpo de la persona por medio del asiento de la silla y los efectos de dichas frecuencias de vibración en el cuerpo humano pueden ser perjudiciales ya que es posible que ese movimiento cause molestias y dolor en los usuarios. Por otro lado, para el caso de las rampas, se estableció, a partir de la observación, que las personas en silla de ruedas no pueden desplazarse de manera independiente por veredas con pendientes altas. Como causa efecto, se determinó que, a mayores pendientes, la fuerza requerida para impulsarse se incrementa, por lo tanto, necesitan de una segunda persona que las impulse lo que no les permite tener autonomía; además, los efectos de dichos esfuerzos pueden traducirse en dolores en las extremidades superiores. Los dos elementos seleccionados de la infraestructura peatonal son los principales que cubren las vías públicas y permiten a los peatones desplazarse para realizar sus actividades y ejercer sus derechos. Por lo expuesto anteriormente, se concluye que el segundo objetivo ha sido cumplido pues se ha logrado determinar cuáles son los elementos de la infraestructura peatonal que se modelarán a partir de la observación directa y de las relaciones causa-efecto.

En tercer lugar, a partir de toda la revisión de la literatura necesaria para el desarrollo de la presente tesis, se pudo determinar que los estudios enfocados en personas con discapacidad motriz son generalmente experimentales. Es decir, que es necesaria la participación de los usuarios en dichos estudios para evaluar diferentes factores tales como esfuerzo, incomodidad, dolor, etc. La propuesta de la metodología de estimación del confort ante vibraciones y esfuerzos planteada en la presente tesis traza una nueva manera de evaluar dichos factores debido a que no se requieren participantes para evaluar,

en un principio, la accesibilidad en rampas y veredas con relieve. En base a los resultados de la interacción entre los modelos desarrollados de persona con discapacidad motriz – silla de ruedas y los elementos de la infraestructura peatonal se demuestra que la tercera hipótesis “Los efectos de la infraestructura peatonal son cuantificables a partir de someter a estímulos el modelo simplificado de una persona en silla de ruedas en la entrada para obtener resultados medibles como salida” es verdadera. En función de los datos de entrada como la velocidad constante de 1.17m/s, la configuración de gravedad y la rugosidad del concreto se pudo cuantificar la aceleración total del modelo para calcular la fuerza requerida para ascender diferentes pendientes y la aceleración vertical para calcular las frecuencias de vibración en el caso de las rampas. Además, se concluye que el tercer objetivo ha sido cumplido pues se logró evaluar los efectos de cada elemento de la infraestructura peatonal sobre el modelo simplificado que representa a la persona con discapacidad motriz.

En cuarto lugar, se demuestra que el cuarto objetivo ha sido cumplido pues respecto a la comparación de resultados con normas y estudios experimentales, herramienta que se usó con fines de analizar dichos resultados, se concluye lo siguiente. Para el caso de las veredas con alto relieve y rugosidad, se pudo determinar que, en el caso de estudio, las veredas adoquinadas son poco accesibles para personas con discapacidad motriz. Según la Norma ISO 2631, se observó que los niveles de aceleración vertical son incómodos para el usuario. Adicionalmente, según los artículos experimentales, se pudo constatar que las frecuencias de vibración y sus respectivas magnitudes, tienen efectos perjudiciales para el cuerpo humano. Es claro que una persona en silla de ruedas sí puede desplazarse sobre veredas adoquinadas, no obstante, si al hacerlo siente incomodidad por la vibración y dolores en el cuerpo, dicho elemento no le ofrece condiciones equitativas respecto a los demás usuarios. En este sentido, el principio de accesibilidad queda descartado. Por otro lado, para el caso de las rampas peatonales, se determinó que la pendiente es directamente proporcional a la fuerza requerida para ascender. La norma peruana de accesibilidad permite una pendiente máxima de hasta 12%, según los resultados, se pudo observar que para dicha pendiente poco más del 50% de los usuarios de sillas de ruedas podrá impulsarse de manera independiente. Además, en el caso de estudio se encontró una rampa con una pendiente de 28% ubicada en un cruce peatonal, según los resultados, para esta magnitud de pendiente, la posibilidad de que una persona con discapacidad pueda impulsarse de manera independiente es nula y

el esfuerzo percibido asciende a un 10/10. En este sentido, se concluye que el Jr. Arequipa de la ciudad de Abancay es poco accesible pues imposibilita a una persona en silla de ruedas el poder ejercer su derecho de autonomía. Además, se demuestra que la segunda hipótesis “A partir de simulaciones del modelo simplificado de una persona sentada en una silla de ruedas y su interacción con rampas y superficies con alto relieve se pueden obtener indicadores que representen la accesibilidad peatonal” es verdadera, pues fue posible obtener indicadores tales como el confort y la autonomía. Finalmente, se demuestra que la cuarta hipótesis “Es posible evaluar la accesibilidad de los proyectos urbanos a partir de estimar el confort ante vibraciones y esfuerzos mediante un modelo numérico de una persona sentada en una silla de ruedas” es verdadera, ya que, el nivel de accesibilidad peatonal puede ser medible en base a los indicadores antes mencionados, puesto que son cuantificables y comparables con normativa y estudios experimentales.

Recomendaciones

- Primer objetivo

Sobre el hallazgo de factores que repercuten en el usuario pero que aún no son incluidos en los proyectos urbanos, se recomienda extender el método de observación directa a más casos de estudio con la aplicación de un mayor número de herramientas, como entrevistas, y durante un periodo más largo con el fin de detectar más tipos de comportamientos de personas usuarias de sillas de ruedas. De esta manera se podrá identificar qué otros elementos y características de los espacios públicos influyen en el confort, autonomía y accesibilidad con el fin de que puedan ser estudiados con la propuesta de metodología de estimación desarrollada en la presente tesis.

- Segundo objetivo

Respecto a la selección de elementos de la infraestructura peatonal, se recomienda ampliar el estudio de sus características. Por ejemplo, para el caso de veredas, sería conveniente estudiar más texturas como veredas con diferentes configuraciones de adoquines, veredas con piedra laja o incluso veredas de concreto en mal estado. De esta manera, se tendría un registro más amplio de frecuencias de vibración para ser analizadas y brindar resultados para una gran variedad de espacios públicos. Para el caso de rampas, sería recomendable analizar más pendientes con el fin de obtener gráficos de esfuerzos requeridos y confort vs pendientes más extensos y definidos.

- Tercer objetivo

Sobre el desarrollo del modelo simplificado, en la presente tesis se trabajó con el software *ANSYS Student 2021*, el cual tiene una licencia estudiantil y las limitaciones que se presentaron fueron netamente de geometría, no de procesamiento. Es decir, que se pudo solicitar cualquier resultado, sin embargo, el modelamiento de la geometría se limitaba a solo 300 caras. En este sentido, se recomienda trabajar con una licencia más amplia que permita desarrollar un modelo de persona en silla de ruedas más complejo. De esta manera, probablemente se obtengan resultados más precisos. Además, se podría comparar el porcentaje de variación de los resultados entre simulaciones con un modelo simplificado y un modelo más detallado.

Sobre la calibración del modelo simplificado, se recomienda desarrollar un estudio complementario experimental en el Perú con el fin de obtener datos acordes al usuario de silla de ruedas peruano para efectuar una calibración más exacta y obtener niveles de confort, esfuerzo y autonomía según la realidad del país. De esta manera, sería posible constatar los resultados obtenidos y, al integrar ambos estudios, se podría empezar a evaluar la accesibilidad peatonal en más calles de las ciudades del país prescindiendo de ensayos experimentales debido a que el modelo ya estaría calibrado de acuerdo a cada tipo de usuario, por lo tanto, las estadísticas obtenidas serían más confiables.

- Cuarto objetivo

Sobre el análisis de resultados, se recomienda realizar comparaciones de los hallazgos con una mayor variedad de resultados de ensayos experimentales con el fin de obtener más indicadores y estadísticas que permitan evaluar el confort de una persona en silla de ruedas que se desplaza por el espacio público.

Referencias bibliográficas

- 3DCADPortal. (2021). *Plataforma de solución CAE*. Recuperado de <https://www.3dcadportal.com/ansys.html>
- Ahn, S. J. (2010). Discomfort of vertical whole-body shock-type vibration in the frequency range of 0.5 to 16Hz. *International Journal of Automot. Tecnología*, 13(2), 293–300. doi: 10.1007/s12239-010-0108-z
- ANSYS. (2022). *Ansys Help*. Recuperado de https://ansyshelp.ansys.com/account/secured?returnurl=/Views/Secured/main_page.html?v=211
- Arslan, Y. Z. (2015). Experimental assessment of lumped-parameter human body models exposed to whole body vibration. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 15(3), 1–14. doi: 10.1142/S0219519415500232
- Asadi-Shekari, Z., Moeinaddini, M., & Shah, M. Z. (2013). Disabled pedestrian level of service method for evaluating and promoting inclusive walking facilities on urban streets. *Journal of Transportation Engineering*, 139(2), 181–192. doi: 10.1061/(ASCE)TE.19435436.0000492.
- Asociación Española de Normalización y Certificación. (2008). *Evaluación de la exposición humana a las vibraciones de cuerpo entero* (ISO 2631-1)
- Bautista, J. (2020). *Las mejores alternativas a Matlab*. Recuperado de <https://es.ccm.net/faq/3255-equivalentes-a-matlab-gratuitos>
- Cabrera, F. (2019). *Movilidad urbana, espacio público y ciudadanos sin autonomía. El caso de Lima*. [Tesis doctoral, Universidad Autónoma de Barcelona].
- CONADIS. (2019). Informe estadístico mutisectorial. Aproximaciones sobre discapacidad en el Perú. *Consejo Nacional Para La Integración de La Persona Con Discapacidad*, 136. Recuperado de <http://www.conadisperu.gob.pe/observatorio/wp-content/uploads/2019/02/Informe-Estadistico-Mutisectorial.pdf>
- Congreso de la República del Perú. (2012). Ley general de la persona con discapacidad. *Diario Oficial El Peruano*, 30. Recuperado de http://www2.congreso.gob.pe/Sicr/TraDocEstProc/Expvirt_2011.nsf/Repexpvirt?OpenForm&Seq=3&Db=201100377&View
- Gagnon, D. H., Babineau, A. C., Champagne, A., Desroches, G., & Aissaoui, R. (2014). Pushrim biomechanical changes with progressive increases in slope during motorized treadmill manual wheelchair propulsion in individuals with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 51(5), 789–802. doi: 10.1007/s12239
- Gamache, S., Routhier, F., Morales, E., Vandersmissen, M. H., Boucher, N., McFadyen, B. J., & Noreau, L. (2020). Methodological Insights into the Scientific Development of Design Guidelines for Accessible Urban Pedestrian Infrastructure. *Journal of Urban Technology*, 27(1), 87–105. doi: 10.1080/10630732.2019.1632677
- Gehl, J., & Svarre, B. (2013). *How to Study Public Life*. Washington, Estados Unidos: Editorial Island Press
- Hospital de Torre Vieja. (2018). *Uso y recomendaciones sobre silla de ruedas*. Recuperado de <http://www.torre vieja-salud.com/wp-content/uploads/2018/03/EDUCA-Silla-de-ruedas.pdf>
- Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) (2017). *Perfil Sociodemográfico de la Población con Discapacidad*. Lima, Perú.

- Instituto Nacional de Estadística, G. e I. (INEGI). (2012). *Clasificación de Tipo de Discapacidad - Histórica*. México. Recuperado de https://www.inegi.org.mx/contenidos/clasificadoresycatalogos/doc/clasificacion_de_tipo_de_discapacidad.pdf
- Katu, U. S., Desavale, R. G., & Kanai, R. a. (2003). Effect of Vehicle Vibration on Human Body – RIT Experience. *Rajarambapu Institute of Technology*, 1–9.
- Kim, C. S., Lee, O., Lee, J., Kwon, S., & Chung, M. K. (2010). Effects of ramp slope and height on usability and physiology during wheelchair driving. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society, 1*, 698–702. Recuperado de <https://doi.org/10.1518/107118110X12829369604929>
- Llano, G. (2021). *El 60 % de personas con discapacidad tienen dificultades para moverse en espacios públicos*. Perú 21. Recuperado de <https://peru21.pe/vida/salud/el-60-de-personas-con-discapacidad-tienen-dificultades-para-moverse-en-espacios-publicos-noticia/>
- MAMUT Baldosas Amortiguantes. (2015). *Ficha técnica pisos podotáctiles*. Recuperado de <https://grupo-mamut.com/>.
- MathWorks. (2021). *Introducción a MATLAB*. Recuperado de https://la.mathworks.com/help/matlab/getting-started-with-matlab.html?s_tid=CRUX_lftnav
- MathWorks. (2021). *Soluciones - MATLAB & Simulink*. Recuperado de <https://la.mathworks.com/solutions.html#applications>
- Mazurik, K., Desjardins, M., De Grosbois, È., Poldma, T., & Gelech, J. (2014). Individual stakes and collective ideology in tension: Looking at physical and spatial obstacles from an experiential perspective. *Alter, 8*(3), 194–205. <https://doi.org/10.1016/j.alter.2014.02.008>
- MediShop. (2021). *Silla de Ruedas de Aluminio*. Recuperado de <https://medishop.com.uy/tienda/silla-de-ruedas-de-aluminio/>
- Ministerio de Vivienda Construcción y Saneamiento. (2012). *Plan Nacional de accesibilidad. 2018–2023*. Recuperado de http://www.conadis.gov.ar/doc_publicar/access/manual_accesibilidad.pdf
- Ministerio de Vivienda Construcción y Saneamiento. (2019). Normas Legales. *Diario Oficial, 2008–2010*. Recuperado de <https://busquedas.elperuano.pe/normaslegales/decreto-legislativo-que-aprueba-el-codigo-de-responsabilidad-decreto-legislativo-n-1348-1471548-8/>
- Municipalidad de Miraflores. (2016). *Ordenanza que regula la accesibilidad universal y fomenta la inclusión en el distrito de Miraflores - N° 454*. Recuperado de <https://busquedas.elperuano.pe/normaslegales/ordenanza-que-regula-la-accesibilidad-universal-y-fomenta-la-ordenanza-n-454mm-1343825-1/>
- RNE. (2019). *Norma técnica A.120 “Accesibilidad universal en edificaciones.” 015*.
- Rogers, P. D., Gibson, C., Wilcox, S. J., & Chong, A. (2009). Computer simulation to aid the risk assessment of wheelchair and special seating systems used in transport. *Journal of Medical Engineering and Technology, 33*(8), 642–649. <https://doi.org/10.3109/03091900903151004>
- Rojas Sánchez, E., Chavarro Lugo, J., & Civil, I. (2019). *Diseño de mejoramiento de la infraestructura peatonal; caso de estudio: Avenida Ambalá (calle 60 y calle 69)*. Recuperado de <http://repositorio.unibague.edu.co:80/jspui/handle/20.500.12313/1831>

Slater, K. (1985). *Human comfort*. Springfield, Ill., U.S.A: Editorial C.C. Thomas.

Todd, K. (1988). Transportation. *Quarterly*, 685.



Anexos

Anexo 1. Código en MATLAB para el caso de calibración

Anexo 2. Ubicación de los elementos de la infraestructura peatonal del caso de estudio

Anexo 3. Resultados de simulación en ANSYS para rampa de 2.7°

Anexo 4. Configuración de contactos y juntas en simulación de rampa de 2.7°

Anexo 5. Configuración de mallado en simulación de rampa de 2.7°

Anexo 6. Configuraciones generales en simulación de rampa de 2.7°



Anexo 1 – Código en MATLAB para el caso de calibración

Código en MATLAB de respuesta en el tiempo, del sistema biodinámico del cuerpo humano, para calcular aceleraciones en cada bloque del modelo:

```
%CÁLCULO DE LAS ACELERACIONES EN EL TIEMPO EMPLEANDO ODE15S
clc;
clear;
datosAcc= xlsread('DatosAceleracion2.xlsx');%Importación de datos de
aceleración obtenidos de ANSYS
tdatos=datosAcc(55:931,6); %Vector de tiempo
accMax=datosAcc(55:931,3); %Vector de aceleracion

tspan = [min(tdatos) max(tdatos)];
z_ini=[0;0;0;0;0;0;0;0;0;0]; % vector del estado inicial
[t,z]=ode15s(@(t,z) odefcn(t, z, accMax, tdatos),tspan,z_ini);

i=1; %variable iterante
[m,n]=size(z); %Se obtiene las dimensiones del vector z

while(i<=m)

    fp=63.6/55; %factor de peso para uniformizar el artículo con el
peso del sistema del ANSYS
    m1=12.733*fp;
    m2=8.588*fp;
    m3=28.386*fp;
    m4=5.290*fp;

    k1=(90000/9.8)*fp;
    k2=(162800/9.8)*fp;
    k3=(183000/9.8)*fp;
    k4=(310000/9.8)*fp;

    c1=(2064/9.8)*fp;
    c2=(4548/9.8)*fp;
    c3=(4750/9.8)*fp;
    c4=(400/9.8)*fp;

    a1(i)=(-c1*(z(i,4)-z(i,2))-c2*(z(i,4)-z(i,6))-k1*(z(i,3)-z(i,1))-
k2*(z(i,3)-z(i,5)))/m1;
    a2(i)=(-c2*(z(i,6)-z(i,4))-c3*(z(i,6)-z(i,8))-k2*(z(i,5)-z(i,3))-
k3*(z(i,5)-z(i,7)))/m2;
    a3(i)=(-c3*(z(i,8)-z(i,6))-c4*(z(i,8)-z(i,10))-k3*(z(i,7)-z(i,5))-
k4*(z(i,7)-z(i,9)))/m3;
    a4(i)=(-c4*(z(i,10)-z(i,8))-k4*(z(i,9)-z(i,7)))/m4;
    i=i+1;
end
```

```

function dzdt = odefcn(t, z,ug_t, t_t)
acc = interp1(t_t, ug_t, t);
fp=63.6/55;
m1=12.733*fp;
m2=8.588*fp;
m3=28.386*fp;
m4=5.290*fp;

k1=(90000/9.8)*fp;
k2=(162800/9.8)*fp;
k3=(183000/9.8)*fp;
k4=(310000/9.8)*fp;

c1=(2064/9.8)*fp;
c2=(4548/9.8)*fp;
c3=(4750/9.8)*fp;
c4=(400/9.8)*fp;

dzdt = zeros(10,1);
dzdt(1) = z(2);
dzdt(2) = acc;
dzdt(3) = z(4);
dzdt(4) = (-c1*(z(4)-z(2))-c2*(z(4)-z(6))-k1*(z(3)-z(1))-k2*(z(3)-z(5)))/m1;
dzdt(5) = z(6);
dzdt(6) = (-c2*(z(6)-z(4))-c3*(z(6)-z(8))-k2*(z(5)-z(3))-k3*(z(5)-z(7)))/m2;
dzdt(7) = z(8);
dzdt(8) = (-c3*(z(8)-z(6))-c4*(z(8)-z(10))-k3*(z(7)-z(5))-k4*(z(7)-z(9)))/m3;
dzdt(9) = z(10);
dzdt(10) = (-c4*(z(10)-z(8))-k4*(z(9)-z(7)))/m4;
end

```

Código en Matlab para calcular las frecuencias de vibración (Hz), a partir de los resultados de aceleración en cada bloque del modelo biodinámico del cuerpo humano:

```

tdatos=t; %Vector de tiempo
[y1,f]=transformada(a1);
[y2,f]=transformada(a2);
[y3,f]=transformada(a3);
[y4,f]=transformada(a4);

function [y,f]= transformada(acc)
Ts = 0.0045;
x = acc;
y = fft(x);
fs = 1/Ts;
f = (0:length(y)-1)*fs/length(y);
end

```

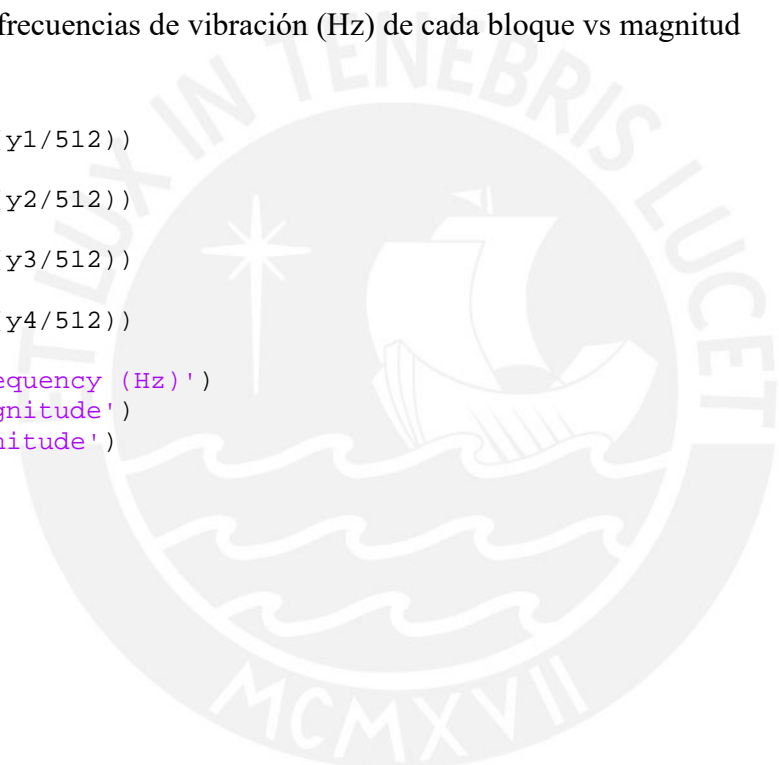
Lectura de resultados en Matlab:

- Ploteo de aceleraciones de cada bloque con respecto al tiempo

```
figure(1);  
plot(tdatos,a1);  
hold on;  
plot(tdatos,a2);  
hold on;  
plot(tdatos,a3);  
hold on;  
plot(tdatos,a4);  
hold on;  
xlabel('Time (seconds)')  
ylabel('Aceleracion')
```

- Ploteo de frecuencias de vibración (Hz) de cada bloque vs magnitud

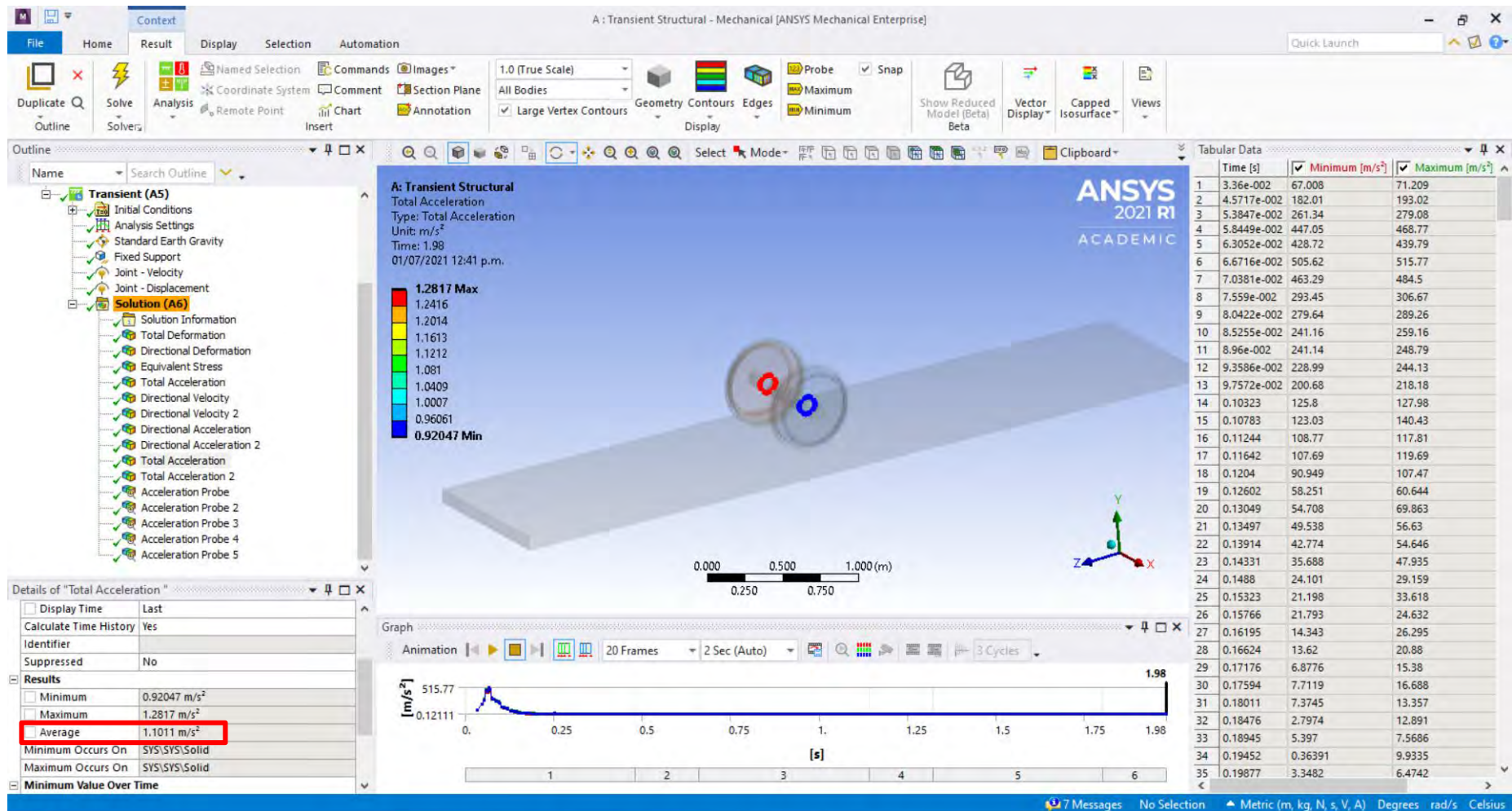
```
figure(2)  
plot(f,abs(y1/512))  
hold on  
plot(f,abs(y2/512))  
hold on  
plot(f,abs(y3/512))  
hold on  
plot(f,abs(y4/512))  
hold on  
xlabel('Frequency (Hz)')  
ylabel('Magnitude')  
title('Magnitude')
```



Anexo 2 – Ubicación de los elementos de la infraestructura peatonal del caso de estudio



Anexo 3 – Resultados de simulación en ANSYS para rampa de 2.7°



Anexo 4 – Configuración de contactos y juntas en simulación de rampa de 2.7°

The screenshot displays the ANSYS Mechanical Enterprise interface for a transient structural simulation. The main window shows a 3D model of a ramp with a wheel-like component. The software title is 'A: Transient Structural - Mechanical [ANSYS Mechanical Enterprise]'. The toolbar includes various analysis and setup tools. The Outline tree on the left is expanded to show 'Connections', which includes 'Contacts' and 'Joints'. The 'Details' panel at the bottom left shows the configuration for a 'Fixed Support'.

Outline Tree:

- Project*
 - Model (A4)
 - Geometry
 - Materials
 - Coordinate Systems
 - Connections
 - Contacts
 - Frictional - SYS\SYS\RuedaD To SYS\SYS\Base
 - Bonded - SYS\SYS\Solid To SYS\SYS\RuedaD
 - Bonded - SYS\SYS\Solid To SYS\SYS\RuedaI
 - Frictional - SYS\SYS\RuedaI To SYS\SYS\Base
 - Joints
 - Planar - Ground To SYS\SYS\Eje
 - Planar - Ground To SYS\SYS\Solid
 - Cylindrical - SYS\SYS\Eje To SYS\SYS\Solid
 - Cylindrical - SYS\SYS\Eje To SYS\SYS\Solid
 - Planar - Ground To SYS\SYS\Solid
 - Contact Tool
 - Mesh
 - Transient (A5)
 - Initial Conditions
 - Analysis Settings
 - Standard Earth Gravity
 - Fixed Support
 - Joint - Velocity

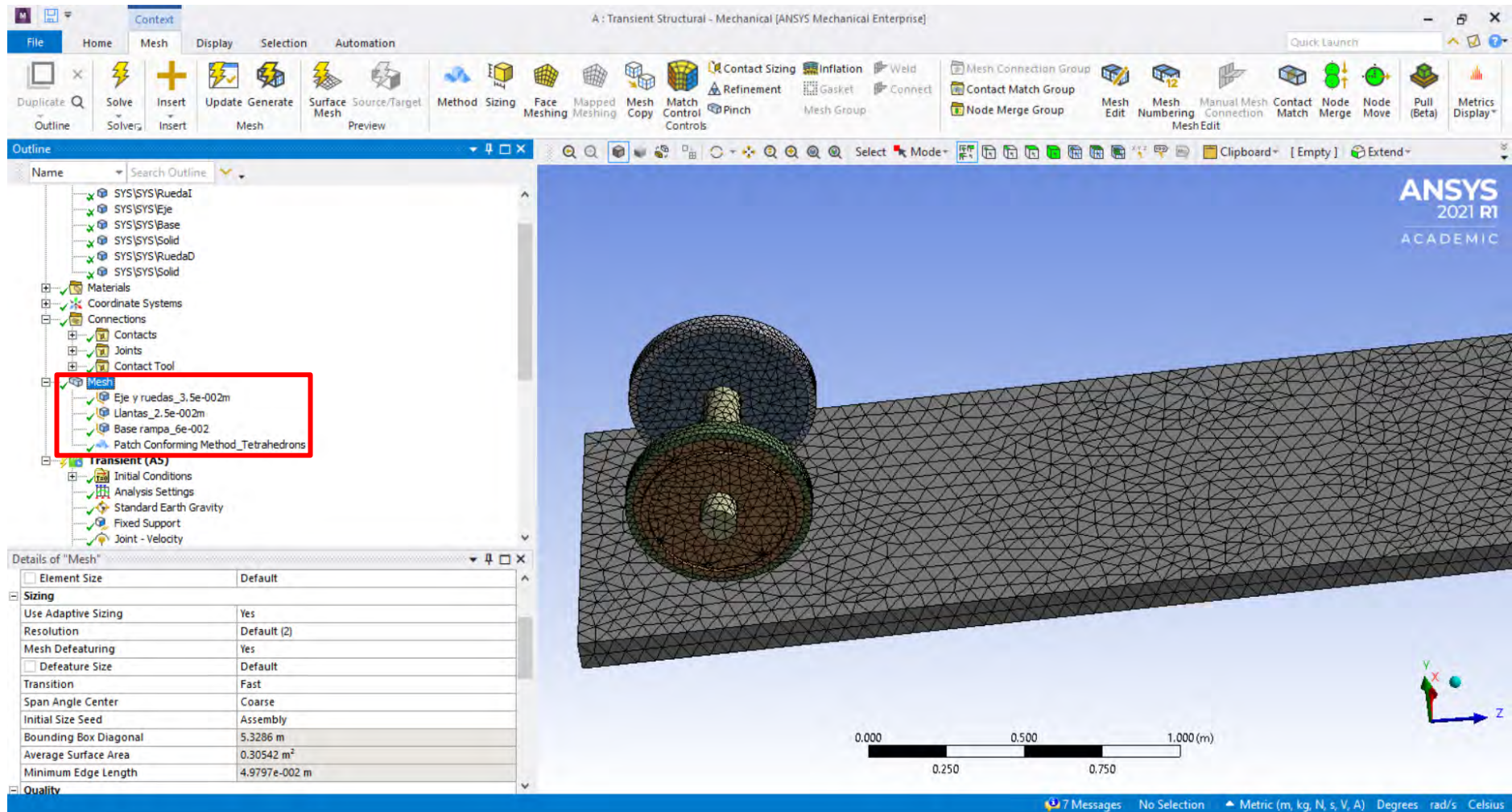
Details of "Fixed Support":

Scope	
Scoping Method	Geometry Selection
Geometry	1 Face
Definition	
ID (Beta)	280
Type	Fixed Support
Suppressed	No

Graph:

The graph shows a single data point at 0.48 seconds. The x-axis represents time in seconds, ranging from 0.48 to 1.98. The y-axis represents a value, with a peak of 0.48 at the first data point.

Anexo 5 – Configuración de mallado en simulación de rampa de 2.7°



Anexo 6 – Configuraciones generales en simulación de rampa de 2.7

The screenshot displays the ANSYS Mechanical Enterprise software interface for a transient structural simulation. The main 3D view shows a wheel on a ramp with four boundary conditions highlighted: A (Joint - Velocity: 1.17 m/s), B (Standard Earth Gravity: 9.8066 m/s²), C (Joint - Displacement: 1.e-002 m), and D (Fixed Support). The software title is 'A: Transient Structural - Mechanical [ANSYS Mechanical Enterprise]' and the version is 'ANSYS 2021 R1 ACADEMIC'. The simulation time is 0.48 s, dated 03/07/2021 07:45 p.m.

Legend:

- A Joint - Velocity: 1.17 m/s
- B Standard Earth Gravity: 9.8066 m/s²
- C Joint - Displacement: 1.e-002 m
- D Fixed Support

Details of "Transient (A5)"

Definition	
Physics Type	Structural
Analysis Type	Transient
Solver Target	Mechanical APDL
Options	
Environment Temperature	22. °C
Generate Input Only	No

Scale: 0.000 to 1.000 (m). Status bar: 7 Messages, No Selection, Metric (m, kg, N, s, V, A), Degrees, rad/s, Celsius.