

VNIVERSIDAD DE SALAMANCA

FACULTAD DE MEDICINA
DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA

Tesis doctoral



**“Importancia del sistema neuromuscular y la
sensibilidad táctil activa en prótesis
implantosoportada vs. prótesis mucosportada”.**

D. Diego González Gil

Directores:

Joaquín F. López Marcos

Abraham Dib Zaitum

Salamanca, 2022



Tesis doctoral

**“Importancia del sistema neuromuscular y la
sensibilidad táctil activa en prótesis
implantosoportada vs. prótesis mucosoportada”.**



**VNiVERSiDAD
D SALAMANCA**

CAMPUS DE EXCELENCIA INTERNACIONAL

D. Diego González Gil

Departamento de Cirugía. Facultad de Medicina.

2022

Tesis doctoral

**“Importancia del sistema neuromuscular y la
sensibilidad táctil activa en prótesis
implantosoportada vs. prótesis mucosoportada”.**



VNiVERSiDAD
D SALAMANCA

CAMPUS DE EXCELENCIA INTERNACIONAL

D. Diego González Gil

Departamento de Cirugía. Facultad de Medicina.

2022

VNiVERSiDAD DE SALAMANCA

FACVLTAD DE MEDiCiNA. DEPARTAMENTO DE

CiRVGía

Tesis doctoral

“Importancia del sistema neuromuscular y la sensibilidad táctil activa en prótesis implantosoportada vs. prótesis mucosoportada”.

D. Diego González Gil

2022

Directores:

Prof. Dr. D. Joaquín F. López Marcos, contratado Doctor del Departamento de Cirugía de la
Universidad de Salamanca

Prof. Dr. D. Ibrahim Dib Zaitum, Profesor Contratado Doctor del Departamento de Cirugía de la
Universidad de Salamanca

DECLARACIÓN

PROF. DR. D. JOAQUÍN F. LÓPEZ MARCOS, CONTRATADO DOCTOR DEL DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA
DE LA UNIVERSIDAD DE SALAMANCA

PROF. DR. D. IBRAHIM DIB ZAITUM, PROFESOR CONTRATADO DOCTOR DEL DEPARTAMENTO DE
CIRUGÍA DE LA UNIVERSIDAD DE SALAMANCA

CERTIFICAN

Que el trabajo titulado: **“Importancia del sistema neuromuscular y la sensibilidad táctil activa en prótesis implantosoportada vs. mucosoportada”**, que presenta **D. Diego González Gil**, ha sido realizado bajo su dirección en el Departamento de Cirugía, y reúne, a su juicio, originalidad y contenidos suficientes para que sea presentado ante el tribunal correspondiente y optar al Grado de Doctor por la Universidad de Salamanca.

Y para que conste, y a los efectos oportunos, expiden el presente certificado en Salamanca a 10 de Mayo de dos mil veintidós.

Prof. Dr. Joaquín F. López Marcos

Prof. Dr. Ibrahim Dib Zaitum

**PROF. DR. D. FRANCISCO SANTIAGO LOZANO SÁNCHEZ, CATEDRÁTICO DE CIRUGÍA VASCULAR.
DIRECTOR DEL DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA DE LA UNIVERSIDAD DE
SALAMANCA**

CERTIFICA QUE:

Que la presente Tesis Doctoral: **“Importancia del sistema neuromuscular y la sensibilidad táctil activa en prótesis implantosoportada vs. mucosoportada”**, que presenta **D. Diego González Gil**, ha sido realizado bajo su dirección en el Departamento de Cirugía, y reúne, a su juicio, originalidad y contenidos suficientes para que sea presentado ante el tribunal correspondiente y optar al Grado de Doctor por la Universidad de Salamanca.

Y para que conste, y a los efectos oportunos, expiden el presente certificado en Salamanca a 10 de Mayo de dos mil veintidós.

Fdo. Prof. Dr. Francisco S. Lozano Sánchez

AGRADECIMIENTOS:

A Joaquín F. López Marcos por su eterna confianza en mí, por sus consejos; y por ser un guía y un ejemplo.

A Abraham Dib por la inspiración, las ideas, la comprensión y el buen talante.

A Javier Flores por su amistad, cariño, disponibilidad, atención y apoyo.

A Luis García Ortiz y Carmen Patiño por su inestimable ayuda, conocimiento, profesionalidad y diligencia.

A Dani y Carol por su calidad, calidez, paciencia y saber hacer.

A mis amigos por la compañía, amistad y felicidad.

A mi madre, por todo.



VNiVERSiDAD
D SALAMANCA

CAMPUS DE EXCELENCIA INTERNACIONAL

A mi madre.

“Tratar con quien se pueda aprender. Sea el amigable trato escuela de erudición, y la conversación, enseñanza culta; un hazer de los amigos maestros, penetrando el útil del aprender con el gusto de conversar”.

BALTASAR GRACIÁN

íNDICE

I. Presentación	<i>Página. 16</i>
1. Introducción	<i>Página. 19</i>
1.1. Neurofisiología del sistema estomatognático	<i>Página. 20</i>
1.1.1. El sistema estomatognático y los centros cerebrales superiores	<i>Página. 20</i>
1.1.2. Receptores sensitivos del sistema estomatognático	<i>Página. 20</i>
1.1.3. Influencia de los receptores periodontales en el control motor de la masticación	<i>Página. 27</i>
1.1.4. Conciencia somatosensorial oral	<i>Página 41</i>
1.2. Osteopercepción oral	<i>Página. 48</i>
1.2.1. El fenómeno de la osteopercepción	<i>Página. 61</i>
1.2.2. Neurofisiología de la osteopercepción	<i>Página. 61</i>
1.3. Sensibilidad táctil oral	<i>Página. 66</i>
1.3.1. Estudios psicofísicos	<i>Página. 80</i>
1.3.2. Importancia de la sensibilidad táctil en la función masticatoria	<i>Página. 89</i>
2. Hipótesis	<i>Página. 93</i>
2.1. Hipótesis	<i>Página. 94</i>
2.1.1. Hipótesis nula	<i>Página. 94</i>
2.1.2. Hipótesis alternativa	<i>Página. 94</i>

3. Objetivos	<i>Página. 95</i>
4. Materiales y Métodos	<i>Página. 97</i>
4.1. Materiales	<i>Página. 98</i>
4.2. Instalaciones	<i>Página. 99</i>
4.3. Metodología	<i>Página. 101</i>
4.3.1. Muestra del estudio	<i>Página. 101</i>
4.3.2. Protocolo del estudio	<i>Página 103</i>
4.3.3. Criterios de Inclusión	<i>Página. 105</i>
4.3.4. Criterios de exclusión	<i>Página. 105</i>
5. Resultados	<i>Página. 107</i>
5.1. Resultados de la revisión bibliográfica	<i>Página. 108</i>
5.2. Resultados del estudio psicofísico	<i>Página. 110</i>
6. Discusión	<i>Página. 128</i>
7. Conclusiones	<i>Página. 157</i>
8. Bibliografía	<i>Página. 159</i>



ANEXOS:

- I- Comité de bioética de la Universidad de Salamanca.
- II- Consentimiento informado y hoja de información del paciente.

ÍNDICE DE FIGURAS:

INTRODUCCIÓN

Figura 1.	<i>Página. 26</i>
Figura 2.	<i>Página. 33</i>
Figura 3.	<i>Página. 41</i>
Figura 4.	<i>Página. 52</i>
Figura 5.	<i>Página. 71</i>
Figura 6.	<i>Página. 72</i>
Figura 7.	<i>Página. 78</i>
Figura 8.	<i>Página. 82</i>
Figura 9.	<i>Página. 83</i>
Figura 10.	<i>Página. 85</i>
Figura 11.	<i>Página. 85</i>
Figura 12.	<i>Página. 86</i>
Figura 13.	<i>Página. 88</i>

MATERIALES Y MÉTODOS

Figura 14.	<i>Página. 99</i>
Figura 15.	<i>Página. 100</i>
Figura 16.	<i>Página. 100</i>

RESVLTADOS

Figura 17.	<i>Página. 114</i>
Figura 18.	<i>Página. 114</i>
Figura 19.	<i>Página. 115</i>
Figura 20.	<i>Página. 117</i>
Figura 21.	<i>Página. 118</i>
Figura 22.	<i>Página. 118</i>
Figura 23.	<i>Página. 122</i>
Figura 24.	<i>Página. 122</i>
Figura 25.	<i>Página. 123</i>

ÍNDICE DE TABLAS:

MATERIALES Y MÉTODOS

Tabla 1. *Página. 101*

RESVLTADOS

Tabla 2. *Página. 108*

Tabla 3. *Página. 109*

Tabla 4. *Página. 109*

Tabla 5. *Página. 110*

Tabla 6. *Página. 110*

Tabla 7. *Página. 111*

Tabla 8. *Página. 111 y 112*

Tabla 9. *Página. 113*

Tabla 10. *Página. 116*

Tabla 11. *Página. 117*

Tabla 12. *Página. 119-121*

Tabla 13. *Página. 121*

Tabla 14. *Página. 123 y 124*

Tabla 15. *Página. 125*

Tabla 16. *Página. 126*

Tabla 17. *Página. 127*

Tabla 18. *Página. 127*

ÍNDICE DE ACRÓNIMOS:

ATM: Articulación temporomandibular

fMRI: Imagen de resonancia magnética funcional

STA: Sensibilidad táctil activa

STP: Sensibilidad táctil pasiva

SA: Slow adaptation, adaptación lenta

FA: Fast adaptation, adaptación rápida

SC: Surco central

SpoC: Surco postcentral

SEPs: Potenciales somatosensoriales evocados

TSEPS: Potenciales somatosensoriales evocados del trigémino

S1: Cortical somatosensorial primaria

S2: Cortical somatosensorial secundaria

N: Newton

μ: Micra

Tesis doctoral

“Importancia del sistema neuromuscular y la sensibilidad táctil activa en prótesis implantosoportada vs. prótesis mucosoportada”.



**VNiVERSiDAD
D SALAMANCA**

CAMPUS DE EXCELENCIA INTERNACIONAL

Diego González Gil

Departamento de Cirugía. Facultad de Medicina.

2022



VNiVERSiDAD
D SALAMANCA
CAMPUS DE EXCELENCIA INTERNACIONAL

Tesis doctoral

Diego González Gil



“Importancia del sistema neuromuscular y la sensibilidad táctil activa en prótesis implantosoportada vs. prótesis mucosoportada”.

Departamento de Cirugía. Facultad de Medicina



PRESENTACIÓN

I. PRESENTACIÓN

El ligamento periodontal constituye una gran fuente de información propioceptiva que impide que mordamos con demasiada fuerza determinados alimentos de consistencia dura para evitar dañar los tejidos duros dentarios. Tras su pérdida, otros receptores menos especializados tienen que sustituir a los específicos del ligamento periodontal, y la capacidad sensitiva se ve perjudicada gravemente.

Actualmente, estamos viviendo una evolución en la rehabilitación del edentulismo y los implantes osteointegrados representan una opción terapéutica con muy buena acogida entre los pacientes y los profesionales.

Con esta investigación, se pretende estudiar las ventajas que presentan las rehabilitaciones implantosoportadas con respecto a otro tipo de prótesis convencionales basándose en el fenómeno de osteopercepción. Este fenómeno permite que haya un remplazo del ligamento periodontal ausente para conseguir una función del sistema estomatognático lo más parecida posible a la que existía previamente al edentulismo.

Para ello, se va a llevar a cabo un estudio psicofísico; ya que este tipo de estudios son los que mejor representan la función masticatoria y además son mucho más reproducibles en el trabajo

clínico diario. Este estudio psicofísico medirá el grosor mínimo interoclusal que es capaz de detectar un paciente portador de un determinado tipo de prótesis durante su oclusión normal.

De esta manera, se busca demostrar que las rehabilitaciones implantoportadas son superiores funcionalmente a aquellas rehabilitaciones mucosoportadas convencionales, y, además, que los valores de sensibilidad táctil que consiguen este tipo de rehabilitaciones son cercanos a los que presenta la dentición natural.



INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Neurofisiología del sistema estomatognático

1.1.1 El sistema estomatognático y los centros superiores cerebrales

El sistema estomatognático es una unidad fisiológica, neuronal, y anatómica, que se localiza en la zona cervicofacial del cráneo (Susanibar 2013). Denominado anteriormente como sistema o aparato masticatorio, la primera mención del mismo como estomatognático data de 1954 (Thompson, 1954); de todas maneras, utilizaré ambos términos como sinónimos a lo largo de la disertación. Otros autores definen al aparato o sistema estomatognático como un sistema funcional donde la función enlaza sus distintos componentes, que en muchas situaciones, se encuentran a distancia unos de otros (MizrajiM, 2012).

Las partes funcionales principales que componen el sistema son: el complejo neuromuscular, el complejo hioideo, la articulación temporomandibular (ATM), las estructuras periodontales y las superficies de oclusión. Además de la ATM y las articulaciones dentoalveolares, existen otras estructuras articulares como la vertebro cervical, la atloaxoidea y la occipitoatloidea, con menor repercusión en el ámbito odontológico. La articulación entre los dientes y el hueso alveolar se denomina periodonto; y tiene una importante actividad mecánica y sensitiva a la hora de llevar a cabo las distintas funciones del sistema. A parte de lo anteriormente comentado, es preciso recalcar la importancia del sistema estomatognático en otras funciones del organismo; ya que se encuentra fuertemente relacionado con otros sistemas como el respiratorio, el nervioso-sensorial o el digestivo.

Respecto a las funciones que cumple el sistema estomatognático, éstas se dividen en dos: las motoras, y las sensoriales somáticas, también denominadas somatosensoriales. Las primeras pueden dividirse en funciones motoras posturales; relativas a las posiciones mandibulares, labiales o faciales; las funciones motoras dinámicas clásicas como la masticación, fonación o deglución; y por último las funciones adaptativas, tales como soplar o escupir. Las sensoriales somáticas integran las funciones propioceptivas, interoceptivas, exteroceptivas y visceroreceptivas. (Susanibar, 2013).

El sistema masticatorio, presenta una función muy compleja, ya que requiere una coordinación muscular muy precisa. Todo el sistema se regula mediante un control neurológico de gran sofisticación denominado sistema neuromuscular, que está formado por los músculos y por las estructuras neurológicas; y para entender su funcionamiento es necesario comprender la importancia de los dientes y sus contactos durante el movimiento mandibular (Shupe, 2018). La unidad motora es el componente fundamental del sistema neuromuscular y está formado por diversas fibras musculares que se inervan mediante una neurona motora, conectadas entre sí por una placa motora terminal. Tras la activación de la neurona, se estimula la placa motora y libera acetilcolina que despolariza las fibras musculares, acortándolas o contrayéndolas. El número de fibras musculares es muy variable dependiendo de cada unidad motora. Cuantas menos fibras hay por cada unidad motora, más preciso es el movimiento. Dentro de la musculatura masticatoria, el músculo pterigoideo externo tiene una pequeña cantidad de fibras por neurona motora, lo que le permite realizar ajustes finos en su longitud, fundamentales para adecuarse a los cambios posicionales horizontales mandibulares. Por otro lado, el músculo masetero, que se encarga de una

función menos delicada como es la de proporcionar suficiente fuerza al masticar, se compone de un número mayor de fibras por neurona motora. (Okeson, 2008).

La unidad motora solo puede llevar a cabo una acción, ya sea contracción o acortamiento; mientras que los músculos pueden realizar tres funciones. La primera de ellas es la contracción isotónica, en la que se estimulan un gran número de unidades motoras y hay un acortamiento o contracción general de las mismas bajo una carga constante. Esto sucede en el masetero al elevarse la mandíbula y dejar pasar el bolo alimenticio a través de los dientes. En segundo lugar, se encuentra la contracción isométrica, que es aquella que se produce al contraerse las unidades motoras como contraposición a una fuerza determinada con el fin de estabilizar la mandíbula; es lo que sucede cuando se soporta un objeto o alimento entre los dientes (Shupe, 2019). Por último, la relajación controlada se produce tras el cese de la estimulación de la unidad motora y las fibras al relajarse, las cuales adquieren su longitud habitual. Esta acción sucede durante la masticación cuando se abre la boca para aceptar un nuevo bolo alimenticio.

Dentro de las estructuras neurológicas, es de suma importancia la neurona, que es la unidad estructural elemental del sistema nervioso y se forma de un cuerpo neuronal y de unas prolongaciones que son las dendritas y los axones. Los cuerpos nerviosos existentes dentro de la médula espinal se encuentran organizados en la materia gris del sistema nervioso central; mientras que aquellos que se encuentran fuera del sistema nervioso se disponen agrupándose en ganglios. Muchas neuronas se juntan dando lugar a un nervio, y los axones son la parte conductora neuronal

esencial. Mediante impulsos eléctricos y químicos, estas células proporcionan información al sistema nervioso central. Según la función y localización de cada una pueden adquirir diversas nomenclaturas. Las neuronas aferentes son las encargadas de transportar el impulso nervioso hasta el sistema nervioso central, y las neuronas eferentes son aquellas que lo transmiten hacia la periferia. Las interneuronas se encuentran de manera exclusiva en el sistema nervioso central. Las neuronas receptoras o sensitivas, de tipo aferente se encargan de gestionar la información que proviene de los órganos receptores. Otros tipos de neuronas son las de primer orden, que son las primeras neuronas sensitivas. Las de segundo y tercer orden son interneuronas. Por último, las neuronas motoras son aquellas que transmiten impulsos con fines excretorios o musculares. Los impulsos nerviosos se van transmitiendo mediante sinapsis, que son puntos determinados en los que se aproximan mucho las prolongaciones de dos neuronas adyacentes. La secuencia de transmisión es la siguiente: la neurona de primer orden recibe el impulso desde el receptor sensitivo; a continuación, este impulso se va trasladando por una neurona aferente primaria hasta el sistema nervioso central haciendo una sinapsis en la asta posterior de la médula espinal con una neurona de segundo orden. Desde aquí se transmite el impulso hasta centros superiores con la intervención de varias interneuronas. Posteriormente, estos centros superiores transmiten impulsos desde la médula espinal hasta un órgano eferente de la periferia para realizar una determinada acción. (Okeson, 2008).

Hay un gran número de centros en el cerebro y el tronco encefálico que se encargan de interpretar los diferentes impulsos; además en estos procesos, existen numerosas interneuronas involucradas en la transferencia hacia centros superiores que dificultan la monitorización del recorrido de cada



impulso.

En primer lugar, en el núcleo del haz espinal, muchas neuronas aferentes hacen sinapsis con neuronas de segundo orden. En concreto, las aferencias de la cavidad oral y de la cara viajan por el V par craneal o nervio trigémino y llegan hasta el tronco del encéfalo cerca de la protuberancia. El núcleo trigeminal encefálico está compuesto por el núcleo trigeminal sensitivo principal que se intercomunica con neuronas periodontales y algunas pulpares; y por el haz espinal del núcleo trigeminal donde comunican la mayoría de neuronas pulpares. Por otra parte, el núcleo motor del trigémino se encarga de producir reacciones motoras de los músculos en la región facial. Tras la sinapsis en el núcleo del haz espinal, las interneuronas atraviesan la formación reticular, que es una zona del tronco encefálico donde existen concentraciones celulares encargadas de diversas funciones. La formación reticular es de gran importancia ya que ejerce un control sobre el cerebro facilitando o impidiendo la llegada al mismo de los impulsos, resultando clave en las aferencias sensitivas y en el dolor.

El tálamo es otra parte del tronco encefálico que se compone de numerosos núcleos que interrumpen los impulsos nerviosos que llegan a esta zona antes de su acceso a la corteza cerebral. Es una especie de terminal reguladora de las comunicaciones entre cerebro, cerebelo y tronco; es básicamente el que valora y direcciona cada impulso a su centro para elaborar una interpretación y una debida respuesta a cada uno de ellos. Al comparar el cerebro con un ordenador, el tálamo sería el teclado con el que se controla cada función y se dirige cada señal. Otro centro de vital relevancia es el hipotálamo, que se encuentra en el centro de la base encefálica y se dedica a controlar las funciones internas corporales como la sed, el hambre o la temperatura de nuestro organismo. Su

estimulación activa el sistema simpático, incrementando la frecuencia cardíaca o constriñendo los vasos, e influenciando determinados impulsos como los nociceptivos.

Por otra parte, el sistema límbico, que se sitúa en las zonas fronterizas del encéfalo, regula las actividades conductuales y emocionales como el miedo o la depresión y tiene también importancia en los impulsos dolorosos. La corteza cerebral es la zona más externa del cerebro y se compone de materia gris. Se relaciona con los recuerdos y los pensamientos, y también se encarga de la capacidad de desarrollo de la habilidad muscular, aunque actualmente no se conoce con claridad su funcionamiento, ya que hay millones de cuerpos naturales y zonas distintas con funciones diferentes.

En la comparación del cerebro con un ordenador, la corteza sería el disco duro que almacena mecanismos motores y sensoriales. Existen, además, unas estructuras neurológicas que se distribuyen a lo largo de todos los tejidos corporales y aportan información sobre los mismos al sistema nervioso central mediante las neuronas aferentes. Dentro de los tejidos del sistema masticatorio hay una variedad de receptores sensitivos como los nociceptores, relativos al dolor y las molestias. Por otro lado, los propioceptores informan sobre la posición y los movimientos de las estructuras masticatorias. Las aferencias de los receptores hacia los centros nerviosos superiores permiten que se produzca una gran coordinación muscular en el sistema masticatorio a la hora de llevar a cabo sus funciones. (Okeson, 2008).

Los axones que transmiten la información propioceptiva y nociceptiva van a parar al ganglio trigeminal. A continuación, las fibras responsables de la sensibilidad táctil hacen sinapsis con neuronas de segundo orden en el núcleo sensorial principal, después cruzan hacia el lado opuesto y ascienden hasta el tálamo. Por otro lado, las neuronas responsables de la información de estímulos dolorosos, siguen su camino en el ganglio trigeminal para posteriormente hacer sinapsis con neuronas de segunda orden en una región más caudal (núcleo caudalis). Las fibras propioceptivas de los músculos masticatorios, y algunos receptores periodontales entran en el cerebro a través del nervio trigémino y hacen sinapsis en el núcleo motor trigeminal influenciando las respuestas motoras orofaciales. Se puede ver este proceso resumido esquemáticamente en la figura 1.

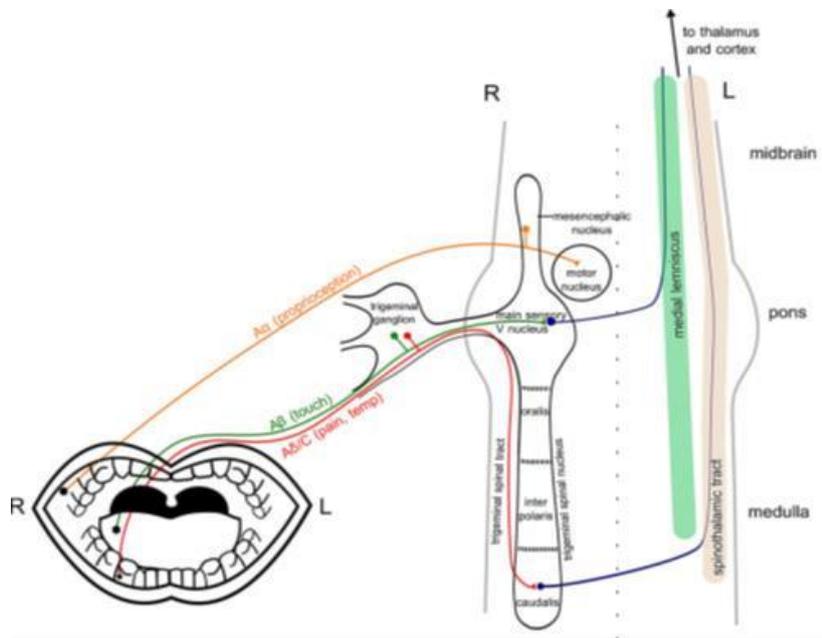


Figura 1. Imagen del estudio de Haggard (2014), recopilada de un artículo de Linden y Scott (1989) en la que se muestra esquemáticamente la inervación de la cavidad oral

1.1.2. Receptores sensitivos del sistema estomatognático

Los estímulos sensoriales llegan al sistema nervioso central mediante señales nerviosas que son captadas en los receptores sensitivos. Existe una amplia variedad de receptores dependiendo del tipo de estímulo que son capaces de captar. Los principales son los mecanorreceptores, los termorreceptores, los nocirreceptores o nociceptores, los receptores electromagnéticos, que no tienen relevancia en el sistema estomatognático; y por último los quimiorreceptores. Los mecanorreceptores se encargan de detectar su propio estiramiento o la compresión mecánica, así como la de los tejidos adyacentes. Los termorreceptores captan los cambios de temperatura, dedicándose unos al frío y otros al calor. Los nocirreceptores detectan daños químicos y físicos. Los receptores químicos se encargan de los sentidos del gusto, olfato y otra serie de factores importantes dentro de la bioquímica del organismo. (Guyton 2008).

Para entender el funcionamiento de estos receptores y su importancia en la captación de estímulos y su transmisión al sistema nervioso central; es preciso comprender la sensibilidad diferencial de los mismos. Cada tipo de receptor es tremendamente sensible a un tipo de estímulo mientras que es prácticamente insensible para otros distintos. Por ejemplo, los nociceptores cutáneos raramente se activan con estímulos corrientes de tacto o presión; y si lo hacen cuando estos estímulos se intensifican de tal manera que pueden provocar daño a los tejidos. Cada uno de estos tipos de sensación que se puede experimentar se llama modalidad sensitiva.



Las fibras nerviosas solamente son capaces de transmitir impulsos, pero a su vez, envían señales con distintas modalidades sensitivas ya que cada fascículo nervioso termina en una zona determinada del sistema nervioso central que delimita la sensación vivida a la de esa zona específica. De esta manera, al estimularse una fibra nerviosa para el dolor, da igual el tipo de estímulo que la active (térmico, eléctrico o mecánico), que la sensación será la misma. La especificidad de las fibras para encargarse de una única modalidad sensitiva se denomina principio de la línea marcada.

Por otro lado, todos los receptores sensitivos tienen una característica en común: su potencial de receptor. Esto consiste en que cualquier tipo de estímulo que los active va a producir un cambio de potencial eléctrico de membrana de manera inmediata. A su vez, hay distintas formas de generar potenciales de receptor: mediante una deformación mecánica que produce un estiramiento de la membrana y abra los canales iónicos, por la aplicación de un producto químico en la misma, por un cambio térmico que modifique su permeabilidad o por la acción de radiación electromagnética sobre ella. La amplitud máxima de estos potenciales sensitivos es de 100 milivoltios (se alcanzan cuando la intensidad del estímulo es muy alta) y existe una permeabilidad máxima de la membrana a los iones sodio.

Cuando se estimula un receptor como el corpúsculo de Pacini, se deforma una parte de su fibra terminal y se abren sus canales iónicos de membrana, permitiendo la difusión de los iones sodio con carga positiva hacia el interior de la fibra, creando una mayor positividad en el interior de la

fibra, que es el potencial de receptor. De esta manera, el potencial da lugar a un flujo de corriente que forma un circuito local que se extiende a lo largo de la fibra nerviosa. Este flujo despolariza la membrana de la fibra al nivel del nódulo de Ranvier que está dentro de la cápsula del Corpúsculo de Pacini y desencadena los potenciales de acción que van desde la fibra nerviosa al sistema nervioso central. En estímulos de intensidad creciente, varía la amplitud del potencial de receptor, creciendo rápidamente al principio y disminuyendo la velocidad de manera progresiva. Además, la frecuencia de los potenciales de acción repetidos que se transmiten desde los receptores aumenta proporcionalmente al incrementarse el potencial de acción del receptor. Este fenómeno dota a los receptores de sensibilidad ante estímulos muy débiles sin llegar a una frecuencia máxima de disparo hasta que la experiencia sensitiva sea de una magnitud importante; y provoca que el receptor tenga una gama amplia de respuesta.

Los receptores, presentan también una adaptación tanto parcial como total frente a los estímulos constantes con el paso de un periodo de tiempo. Ante estímulos continuos, hay una respuesta con una frecuencia de impulsos alta y va bajando llegando incluso a desaparecer completamente.

Dependiendo de cada tipo de receptor, esta adaptación puede ser extremadamente rápida, como en los corpúsculos de Pacini, o muy lenta como en la de los receptores de algunos husos musculares o cápsulas articulares. En aquellos receptores de adaptación rápida, hay una redistribución tan veloz dentro del receptor, que el potencial de receptor puede dejar de generarse en centésimas de segundo. Por el contrario, en receptores de adaptación lenta, sigue existiendo una

transmisión de impulsos mientras esté presente el estímulo, llegando a mantenerse durante minutos o incluso horas (Nishiura, 2000). Un ejemplo de estos tipos de receptores, son los aparatos tendinosos de Golgi que van a estar informando de la carga que sufre el tendón a cada momento. Los receptores de adaptación rápida son poco útiles para transmitir estímulos continuos ya que solo se activan cuando hay cambios de intensidad de los mismos. Sin embargo, reaccionan en gran medida siempre que se produce un determinado cambio. Se les llama por ello también receptores de velocidad, fásicos o de movimiento. Por el contrario, a los receptores de adaptación lenta se les suele denominar también como receptores tónicos. (Guyton, 2008).

Dentro del sistema estomatognático hay 4 tipos principales de receptores sensitivos: los husos musculares en los músculos masticatorios, los órganos tendinosos de Golgi en los tendones, los corpúsculos de Pacini que se encuentran en tendones, articulaciones, periostio, aponeurosis y tejidos subcutáneos y los nociceptores que existen en todos los tipos de tejido.

En primer lugar, los husos musculares se dedican a establecer un control de la tensión intramuscular; y consisten en un haz de fibras musculares sobre el que aparece un recubrimiento de tejido conectivo. La musculatura puede tener tanto fibras extrafusales, que son contráctiles; como fibras intrafusales, que son poco contráctiles. Las fibras intrafusales se pueden inervar mediante 2 tipos de nervios aferentes que varían de diámetro. Las fibras que transmiten los impulsos de manera más rápida y se activan a umbrales inferiores son las de mayor tamaño; y además terminan en la región central de las fibras intrafusales (A-alfa). Las que acaban en los polos del huso son más

pequeñas y conforman las terminaciones secundarias (II o A-beta).

La alineación de las fibras intrafusales y extrafusales se establece paralelamente, lo que provoca que, al distenderse las fibras musculares, las intrafusales lo hacen igualmente, activan las terminaciones neuronales y envían la señal al sistema nervioso central, en concreto al núcleo mesencefálico del trigémino en el caso de los músculos masticatorios. A la innervación eferente de las fibras intrafusales se la denomina gamma eferentes, y al activarse producen la contracción muscular. Las dos maneras de activar las aferencias de los husos musculares son la distensión generalizada del mismo mediante fibras extrafusales, y la contracción de las fibras intrafusales gracias a las fibras gamma eferentes. Curiosamente, los husos musculares no distinguen entre ambas ya que solo reaccionan ante la tensión, por lo que el sistema nervioso central las considera como idénticas. Funcionalmente, estos husos son un método eficaz para controlar la longitud muscular, por ejemplo, cuando un músculo se ve sometido a una tensión brusca, sus fibras se distienden informando a los centros superiores.

El nervio encargado de inervar el área orofacial, que es relevante a la hora de estudiar el sistema neuromuscular implicado en la masticación, es el trigémino o V par craneal; que tiene tantas fibras motoras como sensitivas. En concreto, estas últimas, son las que llevan la información nerviosa de dientes, lengua, mucosas orales, piel facial y musculatura masticatoria. Los estímulos que llevan la información a través de estas fibras nerviosas son recogidos por una serie de receptores que envían información al cerebro, y que hemos comentado mediante una visión general previamente, para producir una sensación consciente. (Guyton, 2008).

Refiriéndonos de una forma más específica sobre estos receptores, la distribución de aquellos que inervan la cavidad oral es la siguiente: por un lado, tenemos mecanorreceptores, y por otro los nociceptores. Los mecanorreceptores se encargan de captar los estímulos táctiles, vibratorios, de presión y propioceptivos; y las fibras aferentes que presentan son mayoritariamente del tipo A-Beta, aunque también puede haber algunas fibras tipo C. En la figura 2, es posible observar cómo Haggard (2014) organiza los receptores propioceptivos y nociceptivos existentes en el sistema estomatognático.

Estos mecanorreceptores pueden clasificarse según su morfología en varios tipos. Uno de estos tipos se denominan células de Merkel, cuyas fibras presentan una adaptación lenta de tipo I. Se encuentran presentes en todos los tejidos blandos de la boca, incluyendo las mucosas orales y los labios. Otro tipo son las terminaciones de Ruffini, cuyas fibras son de adaptación lenta tipo II. También aparecen en todos los tejidos blandos orales, y especialmente en el ligamento periodontal, la lengua y las mucosas (Aita, 2006). El tercer tipo de mecanorreceptores son los corpúsculos de Meissner, cuyas fibras son de adaptación rápida tipo I y se distribuyen también a lo largo de los tejidos blandos de la cavidad oral. Anteriormente ya describí los corpúsculos de Pacini; ya que sirvieron como ejemplo para explicar los tipos de adaptación en receptores sensitivos. Presentan fibras de adaptación rápida tipo II; y que pueden existir dentro de la pulpa dental. Por otro lado, los nociceptores captan estímulos térmicos y dolorosos mediante fibras tanto A-delta como C.

Tipo de receptor	Tipo de estímulo	Tipo de fibra	Morfología	Distribución
Mecanorreceptor	Táctil	A Beta y C	Células de Merkel (SA II)	Todos los tejidos blandos orales
Mecanorreceptor	Táctil	A Beta y C	Terminaciones de Ruffini (SA II)	Todos los tejidos blandos orales, en especial periodonto, lengua y mucosa
Mecanorreceptor	Táctil	A Beta y C	Corpúsculos de Meissner (FA II)	Todos los tejidos blandos orales
Mecanorreceptor	Táctil	A Beta y C	Corpúsculos de Pacini (FA II)	Pulpa dental
Nociceptor	Nociceptivo y térmico	A Delta	Terminaciones nerviosas libres (FA)	Todos los tejidos blandos orales, pulpa dental y dentina
Nociceptor	Nociceptivo y térmico	C	Terminaciones nerviosas libres (SA Y FA)	Todos los tejidos blandos orales, pulpa dental y dentina

Figura 2. Receptores del sistema estomatognático según Haggard (2014)

Las terminaciones nerviosas de las fibras A-delta, presentan fibras de adaptación rápida y se encuentran por todos los tejidos blandos de la boca, en el ligamento periodontal, encía, paladar y mucosas. También es posible encontrar este tipo de terminaciones en el interior de la pulpa dental

y de la dentina, dónde se cree que son los únicos receptores sensitivos presentes. Las otras terminaciones nerviosas son las de las fibras C, que pueden tener tanto adaptación rápida como lenta. (Haggard, 2014).

Existe una importante variación entre las características sensitivas a lo largo de las estructuras orofaciales; esto se debe principalmente a que la densidad de terminaciones nerviosas entre los distintos tejidos es muy diferente entre sí. La zona perioral, por ejemplo, presenta una alta densidad de mecanorreceptores, lo que implica menores umbrales de discriminación táctil. Para medir la capacidad somatosensorial primaria se suele usar el método de discriminación de 2 puntos. Este consiste en la habilidad para distinguir 2 puntos tremendamente cercanos entre sí y un único estímulo en la zona central que separa a los anteriores. Lo que refleja este umbral, es la densidad de inervación que presenta una zona en concreto. Dentro de la zona orofacial, los umbrales de la línea media son más bajos que los de zonas laterales. Esta técnica también refleja la implicación sensorial de mecanorreceptores superficiales, ya que, bajo anestesia tópica unilateral, existe una disparidad entre ambos lados orofaciales. También hay sujetos que presentan una disparidad sensitiva entre ambos lados de la zona orofacial sin ninguna implicación de la anestesia, cuando uno de los lados presenta un umbral más bajo que el otro.

Centrándonos más en estructuras concretas, la lengua presenta mecanorreceptores a niveles tanto profundos como superficiales. Los superficiales son mayoritariamente de adaptación rápida, esta área es tan altamente sensible que puede llegar a compararse con la zona de la punta de los dedos de las manos. Se piensa que la principal función de la superficie lingual es el reconocimiento

de objetos en el interior de la cavidad oral, y este hecho responde al por qué de la existencia de esta gran inervación (Appiani, 2020).

Estos mecanorreceptores se activan cuando existe movimiento lingual sin que haya contacto con la parte receptiva de la lengua. Respecto a la distribución de mecanorreceptores a través del territorio lingual, es preciso indicar que no es equitativa. La zona anterior lingual es mucho más sensible que las partes posteriores; así como la parte medial es también más sensitiva que las zonas laterales. (Haggard, 2014).

Para estudiar la sensibilidad mecánica y propioceptiva de una manera detallada, es preciso destacar también la importancia del ligamento periodontal, que es la estructura que une los dientes a los huesos de ambos maxilares. Esta zona es rica también en inervación y cuenta con gran densidad de mecanorreceptores que llevan información a centros superiores para regular la fuerza que aplicamos durante la oclusión y la masticación. De acuerdo con estudios microneurográficos, se conoce que el umbral de activación de los receptores periodontales varía dependiendo de la dirección de aplicación de las fuerzas sobre el diente, y que, además, son altamente sensibles a fuerzas de muy baja intensidad. La microneurografía, es una técnica que permite estudiar la contribución de fibras neurales aferentes sobre la percepción consciente. La respuesta ante fuerzas de baja intensidad puede ser importante a la hora de manipular alimentos dentro de la boca, y las respuestas ante fuerzas de amplia intensidad se relacionan con acciones masticatorias. En los pacientes que presentan prótesis completas mucosoportadas y carecen de receptores periodontales, se demuestra que la función oral no es tan efectiva durante tareas como la

discriminación de fuerza de mordida. No obstante, Ramieri (2004) realizó un estudio en el que demostró la presencia de regeneración nerviosa en edéntulos portadores de prótesis. Supuestamente, esta reinervación en la zona subepitelial de la mucosa se produciría como respuesta a una inflamación crónica. En la consecución de esta neuroplasticidad en la mucosa oral, tiene una gran influencia la carga masticatoria que cada prótesis transmite sobre la mucosa oral de cada paciente edéntulo.

En otros estudios microneurográficos (Van Steenberghe, 2000; Jacobs, 2006) es posible estimular las fibras de adaptación rápida tipo I (FAI) del ligamento periodontal, comprobando como se produce una sensación muy precisa y localizada de vibración con una frecuencia que coincide con la frecuencia de la estimulación.

Por otro lado, las fibras de adaptación lenta, responden a la presión mantenida sobre dientes de manera individual, y sobre ciertas zonas linguales; sin embargo, no tiene nada que ver con el fenómeno tan preciso y potente como el producido sobre las de adaptación rápida. Algunos autores como Trulsson, (2010), afirman que la estimulación de estas fibras SA (lentas) contribuyen a conseguir la persistente “imagen de la boca” aunque hay poca evidencia de esta función en concreto. Otras funciones que se asocian a la estimulación de las fibras de adaptación lenta son la regulación de la fuerza masticatoria, así como el control de la musculatura y la posición oral. Los estudios de microestimulación nos indican que la estimulación vibro-táctil ligera, está entre las experiencias orales más poderosas; mientras que las sensaciones transmitidas por receptores

emplazados en zonas más profundas son mucho menos vívidas. Estos hechos influyen en la sensación subjetiva de autocontacto lingual y la percepción de objetos intrabucales como aparatos ortodóncicos o alimentos. Hay un estudio interesante de Hagura (2013) que refuerza estas conclusiones y que está basado en la estimulación química de fibras mecanorreceptoras. El compuesto químico usado para esta estimulación es una especia china denominada Pimiento de Sichuan que activa las fibras FA I (rápidas) del labio de una manera anómala sin ningún tipo de estimulación mecánica. La sensación que produce esta especia, cuyo ingrediente activo es el 5-hidroxi-sanshool, es una percepción de hormigueo de estilo táctil con una frecuencia medible de 50 Hz. También es importante reseñar otra estructura que presenta mecanorreceptores relevantes durante la función del sistema estomatognático: la articulación temporomandibular. Incluso se ha demostrado que cuando se anestesia esta articulación, se producen errores de posicionamiento mandibular (Macefield, 2005). Se cree, por lo tanto, que estos receptores se encargan de la sensación propioceptiva de posición mandibular; y que, por el contrario, no tienen influencia alguna en la sensación de percepción del interior oral en sí mismo. En conclusión, los receptores superficiales presentan una poderosa fenomenología de contactos táctiles ligeros mientras que los receptores más profundos sirven únicamente como una base de los anteriores y están en segundo plano. (Haggard, 2014).

Otro tipo de receptores sensoriales de gran relevancia dentro del sistema estomatognático son los nociceptores; cuya finalidad consiste en transmitir la información dolorosa. Se encargan de detectar estímulos mecánicos, térmicos o químicos potencialmente nocivos. Muchas fibras nociceptivas se originan en las terminaciones nerviosas libres de la lengua, encías y dientes. Una

importante fuente de fibras nociceptivas es la pulpa dental, que, en estado saludable, presenta descargas sensoriales cuando se aplican grandes fuerzas mecánicas o estímulos térmicos a altas o bajas temperaturas sobre el diente. Por lo general, las fibras nociceptivas tienen un diámetro y una velocidad de conducción inferior que las mecanoreceptivas. Principalmente existen dos tipos de fibras nerviosas nociceptivas según su morfología neuronal. Por un lado, las fibras A-delta mielínicas, que presentan una conducción rápida (no tanto como las mecanoreceptivas), y se asocian al dolor agudo y lancinante que suele denominarse dolor primario. Este tipo de fibras captan los movimientos y cambios bruscos de fluidos en el interior de los túbulos dentinarios. Por otro lado, se encuentran las fibras C amielínicas, de conducción más lenta que las anteriores, al no tener un recubrimiento de mielina, y relacionadas con la producción de un tipo de dolor crónico, poco localizado, prolongado en el tiempo y más sordo. También se piensa que este tipo de fibras nerviosas son importantes a la hora de regular la homeostasis del tejido pulpar, transmitiendo los distintos signos de inflamación al sistema nervioso central.

Antiguamente se creía que la pulpa dental solo estaba inervada con los nociceptores mencionados previamente; sin embargo, recientes estudios han demostrado que también están presentes otro tipo de fibras, las A-beta (Kubo, 2008). El funcionamiento de estas fibras no se conoce a la perfección y es necesario un mayor número de investigaciones para esclarecerlo, pero se cree que llevan información tanto nociceptiva como mecanoreceptiva, y que producen un tipo de sensación pseudodolorosa o pre-dolorosa similar a un hormigueo que aparece en los dientes tras ser estimulados al nivel de la corona. También se ha estudiado otra función de las mismas

como es el bloqueo de la transmisión de la sensación dolorosa en algunos casos. (García Barbero, 2015).

El resto de estructuras orofaciales del sistema estomatognático también presentan innervación nociceptiva. Los aferentes nociceptivos primarios transmiten impulsos nerviosos desde los tejidos orales al núcleo trigeminal espinal. Este núcleo se extiende desde la protuberancia encefálica hasta la zona cervical superior y se subdivide en subnúcleo oralis, interpolaris y caudalis. Las fibras A-delta y C de la zona oral entran hacia el cerebro por el subnúcleo caudalis. Desde este subnúcleo, 3 tipos de neuronas se proyectan al tálamo: las de amplio rango dinámico, las neuronas nociceptivas específicas y los mecanorreceptores de bajo umbral. Las primeras responden tanto a estímulos nocivos como a no nocivos. Las segundas son específicas para nocicepción como su nombre indica; y las últimas no presentan estimulación nociceptiva.

Por otro lado, los termorreceptores representan otro de los tipos de receptores fundamentales en el sistema, y sus funciones dentro de la cavidad oral son de gran relevancia. Los tejidos orofaciales están sometidos a cambios de temperatura, al igual que otras partes del cuerpo. Estas sensaciones térmicas pueden ser nocivas o no nocivas. Las neuronas trigeminales implicadas, responden al calentamiento de manera más usual a temperaturas dentro del rango nocivo (superior a 45º C), que al rango no nocivo (35-45º C). Se cree que estas neuronas termorreceptivas reciben información de fibras A-delta y C, y que el número de neuronas implicadas aumenta a medida que aumenta la temperatura. Según los estudios de Ahn, las fibras A-delta se estimulan térmicamente en un mayor número que las C, ante estímulos térmicos nocivos. La transmisión de

esta información térmica es más lenta en el interior de la pulpa que fuera de ella. Además, las neuronas trigeminales que reciben información de esta pulpa dental, también la reciben de la piel y la mucosa adyacente; lo que produce que la localización del dolor pulpar por parte de los pacientes sea tan deficiente. (Ahn, 2012).

Los aferentes termorreceptores de las estructuras orofaciales son similares a los de otras partes del cuerpo, pero los aferentes presentes en la pulpa dental difieren del resto, ya que se cree que responden ante estímulos nocivos tanto mecánicos como térmicos; pero no a otros tipos de estímulos. Varios estudios sobre el tema afirman que la cavidad oral es menos sensible a calentamiento que las áreas faciales, pero igual de sensibles ante el enfriamiento. La excepción a este fenómeno es la punta de la lengua, cuyos termorreceptores son los más sensibles a los cambios de temperatura dentro de la cavidad oral.

El principal motivo de cambios de temperatura intraorales es la presencia de objetos (principalmente alimentos) fríos o calientes en la cavidad oral. Esto lleva a deducir que la función primaria de la termocepción es exteroceptiva en vez de propioceptiva, ya que nos aporta información sobre el objeto introducido en la boca. (Ahn, 2012).

1.1.3. Influencia de los receptores periodontales en el motor de la masticación

Después de comentar previamente los distintos receptores a lo largo de los múltiples tejidos del sistema estomatognático, dadas las características de la investigación, es necesario centrarse específicamente en el estudio de los receptores periodontales. Este tipo de receptores son claves a la hora de captar las fuerzas que se producen en los dientes durante la masticación (Piancino, 2017). Los conocimientos sobre este tipo de receptores son aún escasos y limitados, siendo principalmente sobre su histología y electrofisiología. A pesar de que los movimientos masticatorios son dinámicos, casi todos los estudios acerca del tema son estáticos y además en animales; lo que influye en gran medida en los resultados (Linden, 1994). Es complicado realizar esta clase de estudios en humanos debido a la gran dificultad que supone aislar íntegramente el ligamento periodontal de los pacientes. Una alternativa es realizar estudios en cadáveres como el de Huang (2011), en el que se investigan densidades medias de axones mielinizados en caninos humanos. Según los resultados del mismo, la densidad media de fibras nerviosas miélicas se incrementa en las zonas cercanas al ápice; siendo el nivel más alto de densidad a nivel apical, como se muestra en la figura 3.

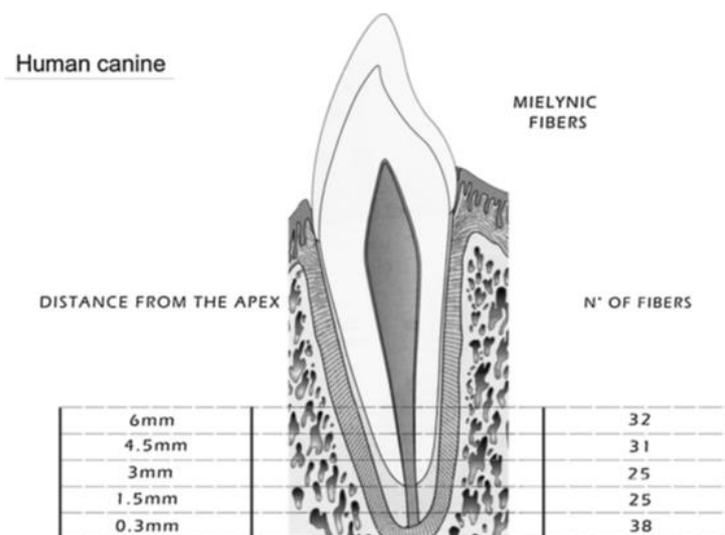


Figura 3. Tomada del estudio de Huang, 2011

Por otro lado, el valor de densidad mínimo, correspondió a las zonas intermedias de la raíz. De todas maneras, el valor medio no demostró diferencias significativas en los distintos niveles radiculares. Estudios en animales han demostrado que los mecanorreceptores del ligamento periodontal se activan con fuerzas de contacto sobre los dientes realmente bajas, menores incluso de 1 Newton. Las fibras nerviosas presentes en el ligamento trabajan codo con codo con aquellas presentes en el complejo dentinopulpar, haciendo que la información sensorial sea mucho más rica y precisa. Dentro de esta localización específica; el receptor por excelencia es el corpúsculo de Ruffini (Maeda, 1998). Esta clase de receptores, se encuentran presentes también en otras zonas del cuerpo humano como la piel. Los corpúsculos de Ruffini viven inmersos en compartimentos rodeados de denso tejido conectivo y presentan una adaptación lenta de tipo 2 (SAII). No solo presentan un umbral muy bajo de activación, sino que además son tremendamente sensibles a la dirección de la fuerza que les activa (Maeda, 1999). Normalmente no presentan cápsulas que recubran las terminaciones nerviosas y constan de prolongaciones especializadas que salen de estas terminaciones y desembocan en la matriz extracelular del ligamento, pudiendo producir, de este modo, unas propiedades mejoradas de adaptación. Este hecho, los diferencia de los corpúsculos que existen en la piel, los cuales están encapsulados y presentan una adaptación más lenta. El hecho de que los corpúsculos de Ruffini que se encuentran en el periodonto no vengán encapsulados, se debe a la función que tienen que desempeñar. Existen dos tipos diferentes de corpúsculos de Ruffini, denominados tipo 1 y 2. El primero presenta células de Schwann terminales con axones que van penetrando a través de los tejidos adyacentes; mientras que el segundo presenta terminaciones de Ruffini con menos ramificaciones que los anteriores y también menos cantidad de axones, lámina basal y células de Schwann (Ochi, 1997). Alrededor de las terminaciones nerviosas

aparecen unas organelas celulares que se denominan receptoplasma y que son importantes durante el proceso sensitivo, ya que se localizan justo en las zonas receptoras de las terminaciones nerviosas. La cantidad de receptoplasma es mayor en los receptores periodontales de Ruffini que en los nociceptores de umbral alto. Las células de Schwann, con su forma arriñonada, aportan también apoyo a los procesos sensitivos junto con otros receptores como los corpúsculos de Meissner y Pacini (Hoshino, 2003).

En lo que respecta a la localización de los receptores dentro del ligamento periodontal, éstos se encuentran acumulados en la zona alveolar del ligamento. Precisamente están ubicados en las regiones que se ven sometidas a un estrés cuando se produce la masticación; sin embargo, se sabe que esta localización puede variar con el paso del tiempo por el desarrollo que sufren estos tejidos y su envejecimiento. Los mecanorreceptores se van ramificando desde la porción densa del ligamento y se van liberando a lo largo de la zona perivascular. Las terminaciones de mayor tamaño aparecen cerca de los ápices radiculares en la mayoría de los dientes (Yilmaz, 2019). Según los distintos tipos de dientes posibles, existe una distribución de receptores diferente, adaptada a la forma y la función que desempeña cada pieza dental. Concretamente, a medida que nos alejamos distalmente de la línea media, el tamaño de los dientes aumenta, pero el número de receptores periodontales que contienen en su interior va disminuyendo. Este hecho, lo que hace, es recalcar la importancia de la innervación sensitiva mecanoreceptiva de la región anterior oral. Los dientes anteriores se ven envueltos en las primeras fases de la ingestión alimentaria cuando la comida se manipula, se separa en piezas más pequeñas y se mueve dentro de la boca. Incluso, los dientes anteriores se usan como una “tercera mano” en las tareas de manipulación de comida o en una

herramienta de corte de alta precisión.

Todo este tipo de tareas recaen, en gran medida, en la información sensitiva; al igual que sucede en las yemas de los dedos de las manos, que están fuertemente inervadas. La gran diferencia existente entre la sensibilidad propioceptiva de dientes anteriores, densamente poblados de mecanorreceptores; y la de los dientes posteriores, con una población mucho más restringida; puede reflejar que existen unas funciones muy definidas para cada tipo de diente dentro de la cavidad oral. Mientras que los dientes anteriores se encargan de la manipulación de los alimentos durante las fases más tempranas de la masticación, los dientes posteriores machacan la comida durante las fases en las que masticamos con más potencia. De hecho, cuando hay algún tipo de mal posición dentaria, puede existir una adaptación funcional de los aferentes sensitivos del diente concreto durante la función oral (Johnsen, 2002).

En lo que respecta a las diferencias entre las dos denticiones; los dientes temporales presentan una distribución de receptores similar a la de los permanentes. No obstante, la presencia de terminaciones nerviosas en dientes deciduos es mucho menor; lo que provoca que los niños sean menos sensibles a los estímulos mecánicos en los dientes que los adultos. (Miki, 2015).

Una consideración importante acerca de los estudios electrofisiológicos sobre receptores periodontales, es que éstos son mayoritariamente deductivos; debido a la dificultad de realizarlos sobre humanos, como expuse con anterioridad. Es muy complicado reproducir los movimientos

mandibulares naturales de la masticación, así como el manejo de los aparatos que se usan en las mediciones, que son demasiado complejos y que influyen negativamente en la fiabilidad de las investigaciones.

Al aplicar una fuerza sobre un diente en una determinada dirección se produce una activación de hasta 4 o 6 aferencias distintas, pero la mayor activación de todas aparece en la dirección a la que se produjo el estímulo. Aproximadamente, la mitad de los mecanorreceptores periodontales se activan tras una carga oclusal en grupos de varios dientes adyacentes, normalmente de dos a cuatro piezas. De todas formas, este hecho no impide al sistema nervioso central reconocer perfectamente la localización precisa de un estímulo enfocado en un único diente; especialmente cuando la dirección de estos estímulos es en sentido bucolingual. Todo este conjunto de sucesos nos recalca la importancia de este tipo de receptores durante la manipulación y la masticación de los alimentos. (Türker, 2007).

Otro aspecto a tener en cuenta sobre la función masticatoria es la fuerza de mordida, como bien se expone en el trabajo de Flanagan (2017); en el cual se revela la trascendencia que tienen las fuerzas que recibe cada grupo de dientes durante la masticación. Las mayores fuerzas de carga oclusal las reciben los dientes posteriores, con un rango de fuerza masticatoria que va desde los 50 hasta los 800 Newtons. Las fuerzas que soportan los dientes anteriores son hasta 3 veces menores que los de las zonas posteriores; además, a diferencia de lo que sucede en dientes posteriores, ninguna de las fuerzas que tienen lugar en la dentición anterior durante la masticación es del tipo axial.

Además, en los pacientes que presentan edentulismo y que han sido rehabilitados mediante prótesis convencionales o implantoportadas, la fuerza de carga oclusal que pueden soportar este tipo de rehabilitaciones es mucho menor que la que soportan los dientes naturales. (Chen, 2013).

Respecto a esta consideración, hay una investigación de Svensson (2011) en la que se mide la capacidad que presentan las prótesis implantoportadas y la dentición natural, de controlar las fuerzas de alta intensidad y los leves contactos que se producen al mantener comida entre los dientes y masticarla. Este estudio demostró que las rehabilitaciones con prótesis sobre implantes miden peor la intensidad de la fuerza masticatoria al cortar alimentos entre los dientes, en comparación con la dentición natural. Además, les cuesta mucho más adaptar las fuerzas masticatorias a la dureza de cada alimento que se está masticando. En contraposición, los dientes naturales presentan mucho mejor control de fuerzas leves y mejor adaptación de las mismas al tipo de comida en cada momento. Estas diferencias se achacan a la pérdida de receptores periodontales producidas tras la extracción dental, lo que ha provocado una disminución de la información sensorial tan decisiva a la hora de realizar esta serie de tareas (Piancino, 2008).

Para comprender efectivamente cómo funciona el mecanismo que controla la fuerza de la masticación y la implicación que en él tienen los receptores periodontales, hay que conocer las conexiones de estas aferencias nerviosas con los centros superiores. Los cuerpos celulares de las primeras neuronas a las que llegan las informaciones aferentes se encuentran fundamentalmente en el Ganglio de Gasser y en el núcleo mesencefálico trigeminal (Nagata, 2008). Este núcleo

mesencefálico contiene el único grupo de primeras neuronas aferentes de receptores sensitivos periféricos que se conoce por el momento. Estas neuronas presentan unas zonas receptoras que se asocian a un único diente en concreto. Las neuronas del ganglio de Gasser se conectan a posteriori con segundas neuronas en las divisiones espinales del núcleo sensorial del trigémino. De ahí, la información pasa por el tálamo, y luego desemboca en el área cortical masticatoria. Esta información sensitiva captada por los receptores periodontales acaba confluyendo en la corteza somatosensorial primaria (Sessle, 2005).

Las conexiones que aparecen en el núcleo trigeminal están representadas muy fielmente diente por diente; sin embargo, cuando llegan desde el tálamo a la corteza, se encuentran representadas con menor detalle, aproximadamente con la mitad de arcos respecto a la comentada anteriormente de diente por diente. Todos estos mecanismos se entienden mucho mejor en humanos tras el uso de resonancia magnética funcional (fMRI) en las investigaciones.

Como conclusión, cabe destacar el lugar privilegiado que ocupan los receptores periodontales durante la masticación; ya que su presencia es clave en las acciones de compensación y adaptación de los distintos procesos corticales tanto motores como sensitivos. Concretamente, las señales que recogen estos mecanorreceptores se usan para el control motor sutil de acciones como morder, masticar o manipular la comida. Por todo ello, es de suma importancia la conservación de la dentición natural y su periodonto siempre que sea posible; ya que, tras la pérdida de los mismos, la función sensorial y motora se ve claramente mermada. (Trulsson, 2006).

1.1.4. Conciencia somatosensorial oral

Dentro del sistema somatosensorial, la cavidad oral tiene una gran importancia cuando se compara con otras partes del cuerpo humano. La boca presenta una gran densidad de fibras nerviosas y una amplia gama de receptores sensoriales periféricos, que proporcionan importante información sensitiva durante acciones básicas en nuestra vida cotidiana como son comer, beber o hablar. Todo ello genera unos patrones de conexiones aferentes altamente avanzados, ya que además de la rica innervación, en la cavidad oral conviven distintos tipos de tejidos tanto dentales, musculares, mucosos o conectivos (Bogdanov, 2021). A pesar de todo, la capacidad somatosensorial oral no ha sido debidamente estudiada y comprendida debido a la escasez de estudios e investigaciones sobre ella, sobre todo cuando la comparamos con otras partes del cuerpo, como por ejemplo las manos. Tampoco se conoce de qué manera afecta la presencia de enfermedades sistémicas a la sensibilidad táctil de la cavidad oral. Contando con las pocas investigaciones existentes, la de Shinkai (2004) desvela que los pacientes que padecen diabetes, no presentan una sensibilidad oral disminuida con respecto a la de los pacientes sanos.

Además de esto, el control somatosensorial de la cavidad oral es muy especial ya que no tenemos acceso visual directo al interior de nuestra boca, a diferencia de otras partes del cuerpo como los dedos. Sin un espejo o la cámara de un móvil no podemos acceder visualmente a los movimientos de nuestra lengua, por ejemplo, y controlamos sus movimientos por las sensaciones táctiles al contactar ésta con las superficies dentales, con el paladar o con otras estructuras.

Este “autocontacto” es la principal explicación a la gran percepción en nuestra boca de todos los cambios estructurales que se producen en la misma, como pueden ser una obturación nueva o el hueco alveolar que se produce tras una extracción dental. La cavidad oral es una gran fuente de sensaciones aferentes de alta especificidad, al igual que lo puede ser la mano; sin embargo, la consciencia de la boca de ser un objeto sensible en sí mismo es mayor que en otras zonas, y se piensa que la diferencia entre ambas radica en que el contacto cercano que sienten los distintos componentes de la cavidad oral es prácticamente continuo en el tiempo. (Haggard, 2014).

Un buen modelo para jerarquizar la percepción somatosensorial de la boca es aquel que divide las vías somatosensoriales en 3 niveles distintos; la somatosensación, la somatopercepción y la somatorecepción. La somatosensación corresponde al primer nivel, y se refiere a la consciencia de detectar aferencias sensitivas como contactos, estímulos nociceptivos, térmicos o eléctricos, etc. El segundo nivel se denomina somatopercepción y se basa en combinar distintas conexiones aferentes para establecer una percepción general sobre un objeto o una fuente de estímulos. Por ejemplo, para entender la somatopercepción manual podríamos apretar un balón contra nuestras dos manos para hacernos una idea de si está bien hinchado o no; al extrapolar este ejemplo a la somatopercepción oral equivaldría a comprobar el estado de la pasta para ver si está suficientemente cocinada “al dente” o no.

En el “autocontacto” podemos encontrar una variante cuando percibimos ese objeto a estudiar como parte de nuestro organismo, como cuando notamos áspera una restauración o el pilar de cicatrización de un implante.

El tercer nivel es la somatrepresentación, y consiste en la representación de nuestro cuerpo como un objeto en sí mismo, y no puede obtenerse tal información de aferencias somatosensoriales, es decir, nuestro brazo no puede darnos información somatosensorial de su longitud o su anchura, sino que la obtenemos de la combinación de experiencias sensoriales de diferentes partes del cuerpo como la vista. No obstante, en la boca, la percepción visual tiene casi nula relevancia, y usamos el “autocontacto” como la principal manera de formarnos una imagen del interior de nuestra cavidad oral. Por este motivo, se piensa que la imagen que tenemos de nuestra cavidad orales muy pobre en detalles comparada con otras zonas del organismo con un buen acceso visual; de esta forma podemos concluir que la mayoría de la gente afirma con más seguridad el número exacto de dedos presentes en sus manos, que de dientes presentes en su boca. (Longo, 2010).

En lo que respecta a la somatosensación, es preciso activar la corteza somatosensorial primaria para obtener una sensación consciente. Las fibras sensitivas van atravesando las vías periféricas a través de las 3 divisiones del V par craneal, oftálmica, maxilar y mandibular; hasta llegar al ganglio de Gasser situado en el suelo de la fosa craneal media. A partir del ganglio, las fibras van a parar al núcleo trigeminal al nivel del tubérculo encefálico y desde aquí llegan hasta el tálamo y la corteza. La corteza somatosensorial primaria en los humanos (SI) forma una banda que se extiende de forma medial y lateral detrás del surco central, mientras que la secundaria (SII) yace en la parte superior de la fisura de Silvio formando parte del opérculo parietal (Itoh, 2002).

Los estudios neurológicos existentes indican que esta corteza secundaria responde a estímulos somatosensoriales más complejos, como la combinación de estímulos táctiles y propioceptivos o aquellos estímulos nociceptivos; mientras que la corteza primaria (SI) responde a estímulos de un carácter más banal (Catania, 2002). Una de las principales cuestiones a resolver por los investigadores es el conocimiento de las proyecciones corticales de las diferentes estructuras que componen el sistema somatosensorial oral. Se ha intentado localizar la posición de las proyecciones corticales de los labios, la lengua y la encía dentro de la SI y se han descubierto áreas corticales independientes que representan la lengua y los labios sin una separación individualizada para las encías (Nakahara, 2004).

Normalmente se llevan a cabo estudios de resonancia magnética funcional (fMRI) para conocer estas cuestiones con detalle. Este tipo de investigación muestra que las conexiones somatosensoriales orales están organizadas somatotópicamente de manera estricta y que a medida que nos centramos en áreas más posteriores dentro de este mapeado somatosensorial se produce una integración entre distintos tejidos orales. De esta manera, puede existir en la corteza una representación de la boca como un conjunto (Tamura, 2008). Además, el procesamiento somatosensorial oral parece seguir un gradiente rostrocaudal desde un procesamiento simple o primario a uno más complejo y desarrollado, al igual que otras partes del cuerpo como las manos. Otros estudios han comparado las diferencias sensoriales de activación cerebral entre dientes y manos ante estímulos nocivos mecánicos, obteniendo resultados interesantes (Miles, 2020). El dolor dental provocó una activación bilateral de la SI mientras que el dolor manual lo activó de



manera contralateral. Además, el dolor dental activó de forma más extensa la corteza anterior del cíngulo, zona que se relaciona en gran medida con los aspectos afectivos de la estimulación dolorosa. Podemos interpretar estos datos de 2 maneras; por un lado, como que la representación oral dentro de la corteza es poderosa y muy desarrollada, o que la sensibilidad de los dientes es mucho mayor que la de las manos. En el artículo de Haggard (2014) existe una imagen de un estudio de Miyamoto en la que se puede observar la representación de varios tejidos periorales en la corteza somatosensorial humana. Esta representación puede observarse en la figura 4. Se muestran 3 mapas que van desde el surco central(SC) hasta el surco postcentral (SPoC) caudalmente.

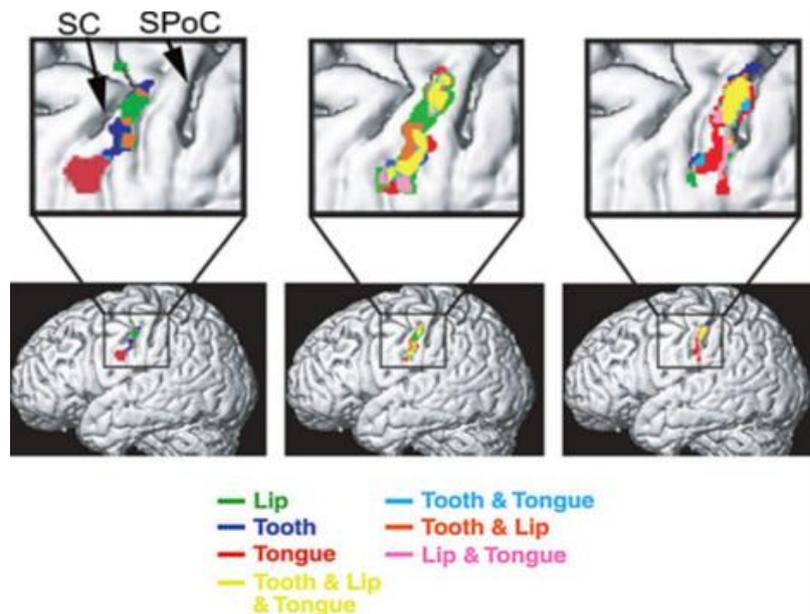


Figura 4. Imagen del artículo de Miyamoto, 2006

El estudio más relevante de fMRI en dientes e implantes es el de Habre-Hallage (2012), que descubre activaciones bilaterales corticales en SI y SII tras la estimulación intencionada. Gracias a

esta investigación, es posible afirmar que existe una proyección bilateral de fibras aferentes orales en las cortezas somatosensoriales primarias y secundarias. Se han identificado las representaciones corticales de estructuras como la encía, los dientes, el paladar o el tejido pulpar dental. Sin embargo, aún quedan muchas cuestiones por dilucidar para conocer mejor el funcionamiento de estos procesos. Por ejemplo, aún no ha sido posible localizar las proyecciones de dientes individuales o de regiones adyacentes a los tejidos blandos; mientras que en las manos o en la piel de las zonas periorales, sí se ha podido conseguir. Uno de los objetivos es obtener más información sobre la plasticidad cortical somatosensorial, ya que los cambios que se producen en la cavidad oral son muy frecuentes; por ejemplo, las extracciones dentales o los implantes osteointegrados. (Zhu, 2009).

El siguiente nivel a estudiar es la somatopercepción, que consiste en la percepción de objetos mediante la vía somatosensorial. Esta cualidad está íntimamente relacionada con la estereognosia, que se trata de la capacidad de detectar la forma espacial de objetos que se encuentran en el interior de la cavidad oral. La mayoría de estudios que existen sobre este campo se centran en la evaluación de los efectos que causan algunos procedimientos como los implantes dentales en las sensaciones orales. Las maniobras que se llevan a cabo para reconocer la forma de los objetos en la boca son similares a las que se realizan durante los reconocimientos manuales. Sin embargo, resulta difícil estudiar la estereognosia dado que los movimientos de la lengua y la mandibular son complejos de medir. Además, la exploración táctil es por naturaleza incontrolada, así que actualmente, los mecanorreceptores que se usan para percibir los objetos intraorales no resultan esclarecidos.

Uno de los pocos estudios neurocognitivos que hay sobre el tema es el de Fuji (2011), que usa fMRI para medir la activación cerebral durante la estereognosia manual y oral. Fuji comprobó que se activaban las cortezas motoras y somatosensoriales; y también zonas premotoras relacionadas con la programación y planificación de acciones.

También se encontraron diferencias entre ambos tipos de estereognosias; pues la estereognosia oral activaba la ínsula cerebral en mayor medida que la manual, pudiéndose así reflejar el mayor componente afectivo de las cosas que percibimos táctilmente en la boca, como por ejemplo alimentos que nos gustan o no. También cabe destacar que la activación de la corteza lateral occipital se produjo en mayor medida en la estereognosia manual, ya que ésta última tiene un componente no sólo somatosensorial sino manual; y se representa incluso cuando no tenemos percepción visual de los objetos entre las manos. Además, hay que tener en cuenta que la somatosensación manual y visual están muy unidas porque la percepción visual es clave para tener una conciencia de poseer nuestro propio cuerpo. El no ser capaces de ver lo que sucede en el interior de nuestra boca influye en gran medida en nuestra somatopercepción de esta parte del cuerpo. La somatopercepción oral es clave para una función tan importante como la masticación, ya que la manera en la que percibimos el bolo alimenticio va a determinar si es factible que podamos tragarlo.

Se piensa que para este fin es de gran relevancia el contacto que se produce entre la lengua y el paladar, ya que se ha demostrado que la precisión al percibir el tamaño de los bolos alimentarios disminuye cuando existe alguna prótesis removible que tiene paladar. Por otra parte, la

somatopercepción lleva implícita a la somatopresentación ya que para determinar el tamaño de un objeto en el interior bucal es necesario conocer el tamaño y forma de los componentes bucales para establecer una comparación. Por último, es preciso comentar que no todos los objetos se perciben de la misma manera por distintas partes del cuerpo como la lengua o la punta de los dedos; esto sucede porque las conexiones aferentes de cada zona receptora se reajustan al modelo de representación de la zona del organismo que está percibiendo un estímulo. Así, los estímulos captados por la lengua, van a ser reajustados a un modelo oral o imagen oral que está predefinido dentro de la somatopercepción. (Haggard, 2014).

El último de los niveles de la conciencia somatosensorial oral que me falta por comentar es la somatopresentación; que simboliza una imagen de cómo es el interior de la cavidad oral. Existe escasa bibliografía acerca de este tipo de representación; fundamentalmente, la principal diferencia de la cavidad oral respecto de otras partes del cuerpo es que no tenemos una visión directa a su interior, y por ello la gente tiene dificultades para saber con exactitud su número de dientes, sus formas y tamaños.

De esta manera, se cree que el conocimiento que tienen las personas sobre sus bocas se basa en una percepción háptica en vez de visual y que la mayoría de información que tiene cada uno de su interior bucal se obtiene por el contacto de la lengua con el resto de estructuras orales (Bangcuyo, 2017). Es importante también conocer el fenómeno del modelo corporal a nivel de sus fibras nerviosas y la repercusión que tiene cuando se ven afectadas. Por ejemplo, es muy típica la sensación de labio y mentón inflamados e hinchados durante la anestesia en zonas adyacentes. En

este caso se ve afectada la percepción actual del modelo corporal, que al compararse con la imagen almacenada de cómo es nuestro cuerpo, nota un cambio en tamaño del mismo; y esto se debe a un cambio en las innervaciones aferentes de la zona anestesiada. Existe un estudio de Türker (2005) que compara los cambios en las sensaciones somatorreceptivas entre dientes y labios bajo el efecto de la anestesia. De esta manera se elimina la transmisión de estímulos táctiles y propioceptivos. Los pacientes sometidos a la investigación notaban tanto los dientes como los labios de un tamaño mayor al real, pero la sensación en la zona labial era mucho más intensa y más duradera; y los autores relacionaron estos resultados con una distinta inervación aferente entre los 2 tipos de estructuras. Los labios presentan una potente inervación aferente de adaptación rápida; mientras que la de los dientes es de adaptación lenta, eminentemente. Este hecho recalca la implicación clave de las fibras aferentes de adaptación rápida en la conformación de un modelo corporal (Guest, 2014). Este mecanismo no se conoce a la perfección; pero se piensa que, al verse afectadas las aferencias de una zona en concreto, se cambian las representaciones corticales por un periodo de tiempo breve. Así, al eliminar las innervaciones aferentes de una determinada parte del cuerpo, se aumenta el territorio de recepción cortical de otra zona, por lo general contigua.

Esto sucede cuando se anestesia alguna zona periférica y se reduce su zona de recepción cortical. Lo que no se conoce es por qué al disminuir la representación cortical de una zona, se produce una sensación de aumento de tamaño en la misma.

Respecto a la conciencia somatosensorial de la cavidad oral; cabe resaltar finalmente la relevancia de su componente afectivo como estructura independiente y su comportamiento sensitivo ante la ausencia de estimulación.

Esto se pone de manifiesto, por ejemplo, durante distintas sensaciones que percibimos y que son bien conocidas, como la de frescor después de cepillarse los dientes o la de suciedad después de comer. Estas sensaciones involucran a toda la cavidad oral y están poco localizadas. Para tratar con este tipo de sensaciones, es preciso englobarlas bajo un término conocido como somaestesia (Haggard, 2014); el cual se asocia tanto al estado físico de la boca como al homeostático. Por ejemplo, la sensación de boca seca se relaciona con la cantidad de saliva o líquidos presentes dentro de la cavidad oral. El concepto de somaestesia es realmente integrador y multisensorial; involucra distintos tipos de estímulos: químicos, gustativos, hápticos o táctiles. También envuelve zonas centrales del organismo como el sistema digestivo. Además, se incluye en la somaestesia un gran componente afectivo y tanto la corteza somatosensorial primaria y la ínsula se activan tras la estimulación oral. Todo esto sugiere que hay una bifurcación en una vía sensitiva que da lugar a la somatosensación y somatrepresentación y otra vía afectiva que nos conduce a la somaestesia.

En relación con la conciencia somatosensorial y todo lo hablado anteriormente, hay otra característica importante a tener en cuenta para entender el funcionamiento sensitivo de la cavidad oral; la estereognosia. La estereognosia consiste en la capacidad que presenta un individuo para reconocer la forma y los tamaños de los objetos introducidos en el interior de su cavidad oral sin ayuda de la visión; únicamente mediante sensaciones táctiles. Este proceso requiere de una

recepción perfecta de los impulsos que se producen cuando el objeto a reconocer estimula nuestros receptores sensoriales. A continuación, la corteza cerebral sintetiza estas sensaciones y las compara con otras sensaciones similares que ha experimentado y se quedan guardadas en la memoria. La estereognosis oral, es muy relevante para la comprensión de la investigación que llevo a cabo a continuación; ya que influye en gran medida a la hora de reconocer los objetos en el interior de la boca, que normalmente corresponden a alimentos.

Para llevar a cabo correctamente esta función, es necesario tener un gran control de la actividad motora durante la manipulación de los objetos dentro de la cavidad oral. Es fundamental percibir las superficies de cada objeto con labios, lengua, dientes y paladar para compararlas con sensaciones similares almacenadas en nuestro cerebro; que no son únicamente de origen táctil sino también visual.

La bibliografía sobre la estereognosis oral es bastante escasa; una investigación a tener en cuenta acerca de este tipo de capacidad es la de Dalaya (2014), que compara los niveles de estereognosis en distintos grupos de pacientes con dentición natural, edéntulos o con rehabilitaciones protésicas.

Para ello usaban unos objetos metálicos con diversas formas que introducían en la boca de los pacientes, y unas réplicas plásticas con un tamaño 5 veces mayor para compararlas con las anteriores. Los resultados de este estudio indicaron que el nivel de estereognosis oral es mayor en personas jóvenes que en personas más ancianas y en pacientes con dentición natural que en

aquellos edéntulos; así como también es mayor en pacientes edéntulos con dentadura completa mucosoportada que en aquellos que no cuentan con este tipo de rehabilitación protésica. Además, la estereognosia aumenta a partir de que pasan 6 meses de la inserción de las prótesis completas (Mary, 2020).

Estos resultados son reafirmados en la investigación de Park (2017), que también indica que a edades más tempranas la capacidad de estereognosia es superior con respecto a rangos de edad superiores. También añade que cuanto mayor tamaño presenta un objeto a reconocer, más fácil es para el sujeto ya que la superficie de contacto con los tejidos orales es más amplia y la información sensorial más completa. También existe mayor facilidad para detectar ángulos agudos que aquellos que son obtusos.

En ocasiones, se relaciona la estereognosia oral con la insatisfacción padecida por portadores de prótesis mucosoportadas; que suelen tener altas expectativas al querer comparar las sensaciones de la prótesis con las de la dentición natural (Kavita, 2020). Para una correcta función, es necesario poder reconocer los alimentos y poder reducirlos en tamaño para formar el bolo alimenticio con el menor número de masticaciones posibles. La relación entre estereognosia y función masticatoria también ha sido investigada por Bhandari (2010) usando como modelos de tests, objetos hechos de resina acrílica para introducir en la boca y unas réplicas plásticas de mayor tamaño para compararlas entre sí. Los individuos con prótesis mucosoportadas tenían que intentar reconocer los objetos intraorales con movimientos de succión y presión contra el paladar y los labios. Para medir la eficacia

masticatoria se usaron chicles de mascar y se comprobó su peso tras varias masticaciones comparándose al que tenían al principio. Se estudiaron los resultados en el primer día de colocar las prótesis y a los 6 meses de haberlas puesto. Los resultados dilucidaron que tanto la estereognosia como la función masticatoria mejoraban tras los 6 meses de uso de las prótesis. Meenakshi (2014) confirma los resultados anteriores y además aclara que los estudios de estereognosia son una fuente muy fiable para medir la adaptación de pacientes edéntulos a prótesis mucosoportadas. La reciente revisión sobre la estereognosia en portadores de prótesis completas mucosoportadas demuestra la importancia que tiene la adaptación de estas prótesis para conseguir una correcta función oral (Bhattacharjee, 2021).

Existe un estudio más completo a cargo de Ikbal (2017), y que tiene varias similitudes con el estudio que llevo a cabo en esta investigación; ya que mide las diferencias en estereognosia y sensibilidad táctil tanto interoclusal como de presión lateral en pacientes con dentición natural, portadores de prótesis completas mucosoportadas y pacientes con rehabilitaciones implantoportadas. Los resultados muestran como la estereognosia medida en segundos es más rápida en pacientes con dentición natural respecto a aquellos con prótesis implantoportadas y mucosoportadas. Aparecen resultados similares entre grupos al medir la sensibilidad táctil. El autor llega a la conclusión de que las prótesis implantoportadas presentan un mejor ajuste y una menor movilidad que las mucosoportadas, lo que facilita el reconocimiento de los objetos intraorales y la función oral en general; y que las capacidades de estereognosia y sensibilidad son mejores en presencia de dentición natural gracias a los receptores periodontales que no existen en los otros grupos del estudio.

Además de este tipo de tests que ayudan a medir la conciencia somatosensorial oral, existen aquellos que estudian la percepción del grosor interoclusal, como el que realizo en esta investigación para evaluar la sensibilidad táctil activa en distintas situaciones protésicas. Estos estudios se usan para detectar anomalías de función en pacientes que tienen prótesis orales sobre implantes, dentosoportadas o mucosoportadas (Agrawal, 2011).

1.2 Osteopercepción Oral

1.2.1 El fenómeno de la osteopercepción

La función masticatoria está regulada de manera muy precisa por receptores sensitivos presentes a lo largo del sistema estomatognático. De entre todos los receptores propioceptivos, los mecanorreceptores del ligamento periodontal son las principales fuentes de información para nuestros centros superiores cerebrales a la hora de acometer funciones clave como comer o hablar. Al perder uno o varios dientes, la efectividad del sistema masticatorio se ve reducida como consecuencia de la pérdida de estos receptores propioceptivos. (Bhatnagar, 2015).

El uso de prótesis removibles para rehabilitar el edentulismo total o parcial, ha sido uno de los principales tratamientos en Odontología desde hace muchos años. Este tipo de prótesis han producido dificultades de adaptación en los pacientes, en mayor o menor medida; así como gran dificultad para llevar a cabo una masticación efectiva, influyendo negativamente en la nutrición de sus portadores (Boretti, 1995).

Sin embargo, actualmente existe una gran alternativa a estas prótesis removibles para el tratamiento de rehabilitación del edentulismo: los implantes osteointegrados (Mishra, 2020). Este tipo de rehabilitaciones protésicas, han demostrado conseguir una mejor adaptación y función masticatoria que las prótesis removibles convencionales gracias a un fenómeno conocido como osteopercepción.

En los últimos años, otras especialidades médicas han usado prótesis ancladas a hueso aprovechándose de las ventajas que ofrece la osteopercepción para sus portadores (Clemente, 2017). Se piensa que existen receptores y fibras nerviosas aferentes que se encuentran presentes tanto en el hueso medular como en el periostio y que pueden influir positivamente en esta sensibilidad aumentada. Rowe (2005) los llama “Osteorreceptores”; pero la información que se tiene de ellos es escasa y se necesitan más estudios para conocer en profundidad los mecanismos neurofisiológicos implicados en este fenómeno sensitivo.

Últimamente han surgido diversas teorías para intentar dar con una explicación convincente a esta sensación asociada a los implantes osteointegrados. La primera teoría fue desarrollada por Linden y Scott (1989); que sostenían que después de extraer un diente, algunos receptores periodontales permanecían en el alveolo permitiendo una sensibilidad mecanoreceptiva aumentada. Posteriormente, Bonte (1993) declaró que era posible la reinervación del alveolo dental tras rehabilitarse la ausencia con un implante osteointegrado tras ser éste sometido a fuerzas controladas. Años más tarde, Klineberg (1999) sostenía que receptores presentes en la articulación

temporomandibular se encargaban de sustituir a los receptores periodontales perdidos con el edentulismo.

Otra de las teorías surgidas para explicar las respuestas propioceptivas aumentadas en portadores de prótesis sobre implantes es la de Van Steenberghe (2000) que afirmaba que la fuente de receptores sensitivos provenía del periostio adyacente a los implantes osteointegrados. Por otro lado, Weiner (2004) creía que esta sensibilidad propioceptiva se producía debido a que existían fibras nerviosas en el interior del hueso adyacente a los implantes osteointegrados. Como complemento a la primera teoría de Linden y Scott (1989), varios años después aparecieron los estudios de Choi (2000) y Parlar (2005) que también sugerían la formación de receptores periodontales postextracción que aparecían alrededor de la superficie de implantes osteointegrados de titanio.

Todas estas teorías no conseguían que hubiese un entendimiento entre los expertos de la materia sobre cómo definir el concepto de osteopercepción, así como describir sus mecanismos de funcionamiento. Debido a esto, Klineberg (2005) se reunió con varios investigadores expertos en el tema para establecer un consenso que ayudase a comprender mejor este fenómeno. Ese mismo año, este autor también publicó un artículo en el que comentaba la relación entre la osteointegración y la osteopercepción (Klineberg, 2005); y que consideraba que la osteopercepción era un fenómeno con una gran importancia funcional, social y psicológica en cada individuo restaurado con prótesis sobre implantes.

De esta manera, tras el consenso, se aprobó que la osteopercepción puede definirse como la sensibilidad mecánica que se encuentra asociada a las rehabilitaciones protésicas con implantes osteointegrados.

Además, se añadió otra definición alternativa y un poco más detallada: la osteopercepción es la sensación que se origina tras la estimulación mecánica de las prótesis ancladas en el hueso; transmitida por distintos mecanorreceptores entre los cuales se podrían incluir aquellos localizados en músculos, articulaciones, mucosas, piel y tejidos periodontales. En este artículo, ya se comentaba la aparición de un cambio en los centros de procesamiento neurológicos para poder mantener la función sensitiva y motora; una característica que tendrá mucha relevancia en los principales estudios de los años posteriores. (Ettlin, 2009; Avivi-Arber, 2010; Habre-Hallage, 2014).

Por otra parte, esta reunión de expertos también expuso varios marcos de referencia sobre el término osteopercepción como apoyo a las definiciones comentadas anteriormente y que resumieron en estas cuatro declaraciones:

1. El fenómeno orofacial precisa de conexiones táctiles y cinestésicas; y la sensibilidad mecánica es una denominación válida para la sensación que se produce a partir de las prótesis ancladas en hueso. Esta sensibilidad junto con las conexiones se une para permitir una restauración adecuada de la función sensitiva y motora.

2. No existen datos suficientes que corroboren la contribución del hueso, la médula ósea o el periostio en esta restauración de la función.

3. Sí hay datos significativos que demuestran la influencia de grupos de mecanorreceptores presente sin tejidos adyacentes como la piel, la musculatura masticatoria y las articulaciones, en esta sensibilidad aumentada.

4. La representación cortical sensitiva y motora varía en las contribuciones ipsilaterales y bilaterales. Además, existe una variación en la representación topográfica de las aferencias orofaciales lo que se considera una expresión de la plasticidad del sistema a la hora de acostumbrarse a los cambios.

Según la revisión bibliográfica realizada por Bhatnagar (2015); los mecanorreceptores que se ven envueltos en los procesos que influyen en el fenómeno de osteopercepción se dividen en cuatro grupos: los mecanorreceptores articulares, los musculares, los mucosos y los periostales. Los primeros, tienen una función protectora y también una relevancia a la hora de localizar los movimientos y las posiciones de la articulación temporomandibular. Los segundos, son fundamentalmente órganos tendinosos de Golgi. Su principal función es la de regular la contracción muscular e informar de la tensión intramuscular, sobre todo aquella que se genera durante actos voluntarios como la masticación.

Respecto al tercer tipo de mecanorreceptores, los mucosos, cabe destacar que dentro de la mucosa oral existen diversos tipos: los corpúsculos de Meissner, las células de Merkel, los corpúsculos de Ruffini y las terminaciones nerviosas libres. Estas últimas captan la deformación ósea producida durante la masticación en pacientes con rehabilitaciones implantoportadas.

Un gran complemento a la investigación de Bhatnagar es la revisión sistemática de Mishra (2016). En este estudio, el autor se propone dos objetivos principales; saber si los implantes osteointegrados estimulan al hueso adyacente debido al fenómeno de la osteopercepción, y conocer qué cantidad de información neuronal posibilita la existencia de tal fenómeno. Tras estudiar más de 80 artículos sobre el tema, se llegó a la conclusión de que es posible demostrar la presencia de una percepción sensorial ligada a los implantes, y que depende del tiempo que pasa desde que se integran en el hueso. Además, hay evidencia de la adaptación de los pacientes a estos cambios en el sistema masticatorio gracias a la comentada plasticidad cortical en el sistema nervioso central que facilita la integración de este tipo de rehabilitaciones soportadas por implantes. Gracias a este mecanismo, otras vías sensoriales periféricas transmiten las proyecciones aferentes a la corteza cerebral sensitiva y motora compensando aquellas vías sensitivas perdidas tras la extracción dental (Habre-Hallage, 2012).

1.2.2 Neurofisiología de la osteopercepción.

La retroalimentación sensitiva juega un papel crucial a la hora de nivelar el control motor de las piezas dentarias. Para que nuestras rehabilitaciones protésicas se integren correctamente y el

paciente pueda tener una función satisfactoria, es fundamental que todas las vías sensitivas perdidas durante la extracción se restauren con la colocación de prótesis. (Abarca, 2006).

Las rehabilitaciones convencionales mediante prótesis completas mucosoportadas han fracasado a la hora de restaurar estas vías sensoriales de retroalimentación. No obstante; el uso de prótesis ancladas directamente en hueso, siguiendo los principios de osteointegración, han conseguido una restitución parcial de la sensibilidad perdida. Según las revisiones sistemáticas de Kumar (2012) y de Song (2021) es evidente, desde un punto de vista neurofisiológico, psicofísico e histológico, que las rehabilitaciones mediante implantes osteointegrados pueden restaurar vías periféricas sensoriales gracias al fenómeno de la osteopercepción. Las implicaciones clínicas de este proceso sensitivo son enormes ya que este tipo de prótesis consiguen una función mucho más natural que las prótesis completas mucosoportadas convencionales; además, es bastante probable que cuanto mejores sean los resultados de la prótesis a la hora de conseguir estética, forma y función, más rápido se adaptará el sistema sensitivo y motor a las rehabilitaciones que nosotros coloquemos (Pereira de Caixas, 2021).

Con respecto a la adaptación masticatoria de los pacientes con implantes osteointegrados, existe un interesante estudio (Tanaka, 2017) en el cual se medían diferentes parámetros de la adaptación masticatoria a este tipo de rehabilitaciones protésicas. Al principio del estudio, los pacientes, edéntulos totales, presentaban prótesis completas mucosoportadas convencionales; posteriormente se les rehabilitaba con una prótesis implantosoportada y se medía la evolución de la adaptación a lo largo del tiempo de carga. Los parámetros sobre los que se sustentaba el estudio

eran: contacto oclusal, máxima fuerza de mordida aproximada, eficacia masticatoria y percepción de dureza de los alimentos. Tras analizar los resultados, se pudo comprobar que las mejoras en la adaptación eran visibles a los 3 meses de comenzar la carga masticatoria de las prótesis. También fue posible observar que la máxima fuerza de mordida iba aumentando gradualmente con el paso del tiempo; hecho que en el resto de parámetros fue imposible demostrar en el estudio.

Uno de los mayores expertos en osteopercepción, Van Steenberghe, profundiza en la investigación sobre las mejoras funcionales de las prótesis implantosoportadas (Van Steenberghe, 2006). En este caso, en vez de centrarse en el fenómeno de osteopercepción, enfoca su estudio a la función de los músculos masticatorios. La investigación concluye que la función masticatoria de prótesis implantosoportadas es realmente satisfactoria; si bien presenta algunos defectos como una menor fuerza masticatoria durante esfuerzos de apretamiento máximos, o una aparición más rápida de fatiga muscular durante esfuerzos de apretamiento sostenidos; cuando las comparamos con la dentición natural.

Para poder entender bien la integración neurofisiológica de los implantes, es fundamental conocer las intenciones entre el cerebro y el mundo exterior, a través de estos mismos. La corteza cerebral nos muestra un mapa representativo de los distintos movimientos corporales que parece una caricatura distorsionada del cuerpo, además estos movimientos aparecen ordenados de una manera somatotópica. Esta ordenación se refiere a que regiones corticales vecinas, responden entre sí con abundantes conexiones entre la corteza somatosensorial y el sistema motor primario.

Cada zona del mapa contiene una representación completa de la superficie corporal, y presenta una importante flexibilidad en el comportamiento motor. (Calford, 2005) Cuando se secciona alguna de las estructuras nerviosas; estas regiones sensoriales de la corteza se reorganizan de manera rapidísima, pudiendo suceder esta reasignación en cuestión de horas. (Miles, 2005).

Actualmente no es posible conocer a la perfección como la corteza cerebral responde al procesamiento de toda esta información tan compleja. Cuando se pierde un diente, las regiones cerebrales que se han quedado huérfanas tras la pérdida de su objetivo sensorial, adquieren nuevos objetivos y algunos de estos cambios suceden en los niveles subcorticales y corticales. Se ha sugerido que lo que sucede en primer lugar tras la amputación dental es una gran degeneración de los troncos nerviosos; que se debe a que el alveolo dental se rellena de hueso y el nervio pierde la estimulación que estaba presente con anterioridad (Abarca, 2006).

En el análisis histológico del hueso alveolar, se han identificado terminaciones nerviosas de 3 tipos diferentes. Por un lado, existen fibras nerviosas de gran diámetro, que presentan una conducción rápida. Por otro lado, hay también terminaciones nerviosas de pequeño diámetro que presentan una conducción lenta y que suelen corresponder a nociceptores. Por último, existen también fibras vasomotoras simpáticas de pequeño diámetro. Desafortunadamente, aún no es posible relacionar las observaciones neurofisiológicas con los datos histológicos debido a la complejidad que suponen ambos estudios.

Algunas investigaciones intentaron demostrar la presencia de fibras nerviosas en el territorio periimplantario de animales (Wada, 2001), encontrándolas presentes alrededor de los mismos y sugiriendo que podrían haberse formado mediante remanentes de fibras existentes en el ligamento periodontal existentes previamente a la extracción dental. Una de las hipótesis que se defendía en el estudio era que la inervación periimplantaria podía ser resultado de la transferencia de carga oclusal sobre el implante. Sin embargo, consideraban necesario realizar más estudios ya que tampoco descartaban que estas formaciones nerviosas fuesen originadas a partir de otras fibras localizadas más caudalmente a la región periimplantaria y que llegasen a contactar con las espiras implantarias tras crecer hacia ellas. Otros estudios sobre animales (Fujii, 2003), centrados en la encía y la mucosa periimplantaria demostraron que se regeneraban fibras nerviosas con las mismas características neurológicas que aquellas presentes en el ligamento periodontal de dientes naturales.

Integrando todos estos estudios, se sabía que las fibras nerviosas podían regenerarse tras la colocación de un implante osteointegrado; ya que la presencia de estas fibras, así como el crecimiento de las mismas, era plausible en la interfaz entre tejido óseo vivo y necrótico durante su remodelación (Mishra, 2016). Por fin, recientemente, un estudio (dos Santos Corpas, 2014) ha sido capaz de demostrar esta presencia de fibras nerviosas periimplantarias en humanos. La investigación permitió comprobar la existencia de fibras nerviosas tanto mielínicas como amielínicas en el interior de los canales de Havers del hueso que rodeaba las espiras de los implantes osteointegrados. También se observaron fibras mielínicas en el hueso reticular periimplantario. Lo que el estudio no fue capaz de demostrar fue la presencia de terminaciones nerviosas libres alrededor de los implantes. El

estudio de dos Santos, investigó hasta 12 implantes total o parcialmente osteointegrados de 10 pacientes. Para ello, examinó histológicamente implantes extraídos junto con su hueso periimplantario que habían fracasado tanto por fallo mecánico como por pérdida ósea. En este último tipo de casos, los investigadores se aseguraron que hubiese un porcentaje suficiente de integración ósea en la parte apical del implante; por lo menos una cantidad de hueso de entre 0,5 y 1mm. Este estudio aporta dos imágenes muy reveladoras que permiten vislumbrar lo que sucede alrededor del hueso periimplantario a escala microscópica. Por un lado; en la figura 5, se observa el tejido óseo periimplantario de uno de los implantes analizados histológicamente. Se visualizan, mediante el uso de microscopio electrónico, fibras nerviosas mielinizadas en la matriz extracelular gracias a la tinción con azul de metileno. La figura 6 muestra células de Schwann alrededor de los axones de las fibras nerviosas y en contacto con fibras colágenas. Para obtener esta imagen se ha realizado un contraste con acetato de uranilo y citrato de plomo.

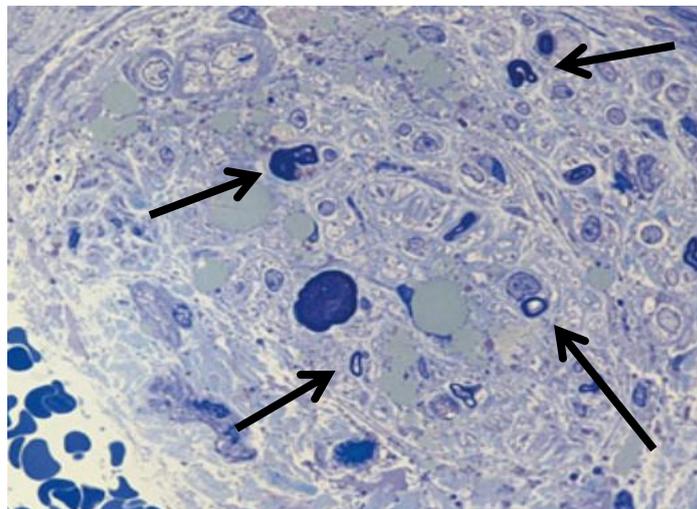


Figura 5. Imagen del estudio de dos Santos (2014). Las flechas señalan la presencia de estas fibras nerviosas en la imagen

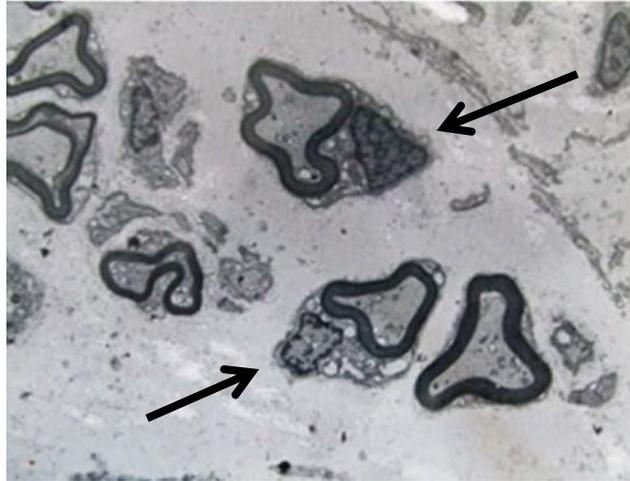


Figura 6. Imagen del estudio de dos Santos (2014). Las flechas indican la presencia de las células de Schwann en la imagen

Dado que en el análisis no se encontraron mecanorreceptores sensoriales específicos, se piensa que de acuerdo con el grosor de las fibras mielínicas encontradas en los tejidos periimplantarios; son éstas mismas las que se ven envueltas en los procesos de transmisión de presión y estímulos táctiles. (Manzano, 2008).

A pesar de que el descubrimiento de dos Santos Corpas constituye un gran avance para entender mejor la osteopercepción; estas fibras encontradas en los tejidos periimplantarios no nos permiten aún conocer cómo se han originado, ni tampoco saber qué función desempeñan dentro del fenómeno. Ambas cuestiones quedan todavía pendientes de clarificar, aunque se establece que la osteopercepción puede constituir una base para la integración funcional de los implantes dentales. El enfoque de los próximos estudios que quieran esclarecer con una mayor fidelidad la naturaleza

del fenómeno de la osteopercepción deben orientarse hacia el análisis y la comparación de los estudios neurofisiológicos y psicofísicos con evidencia científica. Por otra parte; también se desconoce de qué manera influye el diseño de estas prótesis en la consecución de una sensibilidad propioceptiva mejorada y efectiva. Parece evidente que la oclusión de cada rehabilitación tiene una gran influencia en el funcionamiento de cada prótesis implantosoportada durante la masticación; pero es preciso contar con unos protocolos y guías clínicas que nos permitan evitar las sobrecargas oclusales y adecuar las restauraciones para conseguir una correcta función oral (Koyano, 2015). Como complemento al estudio de Dos santos, la investigación de Zhang (2014), intenta explicar la procedencia de la innervación periimplantaria responsable del fenómeno de la osteopercepción. Zhang propone, que las células mesenquimales pluripotenciales (Stem Cells) que se encuentran abundantemente presentes en el ligamento periodontal, son las responsables de la regeneración nerviosa periférica que se sucede tras la rehabilitación mediante implantes osteointegrados. En concreto, estas Stem Cells podrían diferenciarse en Células de Schwann para regenerar las vías sensoriales periféricas. Además, también añade que los importantes avances en regeneración tisular guiada pueden aplicarse durante la tarea de intentar reconstruir el ligamento periodontal perdido. Incluso se piensa que estas técnicas basadas en la regeneración mediante Stem Cells, pueden promoverla regeneración periimplantaria permitiendo facilitar la consecución del fenómeno de la osteopercepción. Concretamente, un estudio de Gulati (2014) ya nombra el concepto de implantes periodonto integrados como sustitutivo del término osteointegrados y, realiza una amplia revisión acerca de técnicas de regeneración guiada para la reconstrucción del tejido periodontal. Este avance también se explica en el artículo de Ma (2013) donde se comenta la posibilidad de regenerar el periodonto para conseguir una sensibilidad propioceptiva aumentada. El mecanismo que propone

Ma se basa en el uso de un neuropéptido, CGR-alfa, que, al colocarlo directamente en la zona del implante osteointegrado, permite la regeneración de fibras nerviosas y células de Schwann. Este tipo de células tienen una gran relevancia a la hora de regenerar terminaciones de Ruffini en el ligamento periodontal, muy importantes para la sensibilidad propioceptiva (Oishi, 2009). Ahondando en la sensibilidad aumentada que se puede conseguir mediante la rehabilitación con implantes, Sonoyama (2006) demostró en su investigación que la regeneración del complejo periodontal en alveolos dentales de cerdos postextracción; puede suceder tras insertar un bloque de hidroxiapatita y fosfato tricálcico recubierto de Stem Cells derivadas del ligamento periodontal. Este tipo de células, también llamadas células mesenquimales indiferenciadas, han demostrado su gran potencial angiogénico y neurotrófico con grandes beneficios durante la regeneración periodontal (Ratajczak, 2016).

Los principales estudios presentes en la literatura que tratan de entender el fenómeno de la osteopercepción se pueden dividir en dos vertientes: los estudios neurofisiológicos y los psicofísicos, los detallaré precisamente en el apartado de sensibilidad táctil. (Abarca, 2006). Dentro de los estudios neurofisiológicos de la osteopercepción aparecen otros dos subtipos; los estudios de potenciales somatosensoriales evocados, y los estudios basados en el análisis de imagen mediante resonancia magnética funcional, que suelen representarse de manera abreviada por sus siglas en inglés fMRI (functional Magnetic Resonance Imaging). (Jacobs, 2006).

En primer lugar, los estudios de potenciales somatosensoriales evocados, se basan en una técnica neurofisiológica no invasiva que registra señales electroencefalografías (Abarca, 2006). Estos potenciales, los cuales suelen representarse con sus siglas en inglés: SEPs; son una especie de ondas eléctricas que se originan en neuronas corticales. Para llevar a cabo su grabación en los estudios, es necesario medirlas a través del cuero cabelludo. Estos potenciales se generan mediante el estímulo eléctrico y mecánico de las fibras sensoriales nerviosas periféricas. En concreto, los potenciales somatosensoriales evocados que son relevantes para mi investigación son aquellos procedentes del nervio trigémino o V par craneal. Suelen nombrarse mediante sus siglas en inglés: TSEPs.

Para dientes naturales, pueden ser inducidos a través del tejido pulpar o periodontal; y para implantes, se pueden inducir a través de la estimulación eléctrica de los mismos, para ser grabados posteriormente en la corteza neurosensorial. Incluso, ha habido estudios que demuestran la presencia de los TSEPs en pacientes con prótesis sobre implantes en los cuales se ha anestesiado de manera tópica el tejido blando periimplantario. Este hecho reafirma la teoría de que existen una serie de receptores propioceptivos localizados en zonas profundas del hueso que se ven envueltos en los procesos de osteopercepción. (Van Loven, 2000).

En los últimos años se está avanzando mucho en el estudio de los potenciales evocados implicados en el sistema estomatognático; por ejemplo, Hihara (2020) ha estudiado la activación de los mismos en caninos y molares humanos mediante dispositivos que miden la sensibilidad táctil. Esta investigación ha puesto de manifiesto la tremenda precisión que presentan los dientes en la representación oral de la corteza somatosensorial primaria. Otro ejemplo de investigación sobre el

tema es el estudio de Tao (2022), en este caso realizado sobre gatos con implantes osteointegrados colocados, demostró que, además de los receptores presentes en zonas de hueso alveolar adyacentes a los implantes dentales, otros receptores procedentes de la encía tienen una gran relevancia en el fenómeno de una sensibilidad táctil aumentada de este tipo de rehabilitaciones.

Tras haber explicado los fenómenos neurofisiológicos que acontecen en los tejidos periimplantarios y que se relacionan estrechamente con el fenómeno de osteopercepción, es momento de desgranar los procesos que se suceden en los centros nerviosos superiores y que permiten que la integración de las prótesis y la adaptación de los pacientes sea lo mejor posible. Para ello, hay una serie de estudios neurofisiológicos que se encargan de evaluar la plasticidad cortical, es decir, la habilidad que presenta la corteza cerebral para reorganizar sus estructuras nerviosas cuando se produce la extracción de algún diente y se rehabilita mediante algún tipo de prótesis. Actualmente, los estudios más novedosos acerca de la plasticidad cortical, son aquellos que usan resonancia magnética funcional (Abarca, 2006). Sin embargo, antes de llegar a estas investigaciones pioneras, previamente se realizaron estudios más simplificados en animales; como por ejemplo el de Henry (2005). En esta investigación, descubrieron que tras extraer los incisivos inferiores de ratas topo y analizar su corteza cerebral 8 meses después de la intervención, la representación orofacial de la corteza somatosensorial 1 (S1) sufría una reorganización. Este hecho suponía un gran avance a la hora de confirmar que la representación cortical de los dientes se reestructura tras la pérdida dental.

Otro fenómeno curioso que se analizó en los estudios de plasticidad cortical y que tiene influencia en la integración sensorial y motora de los implantes dentales es el fenómeno de diente fantasma. Este fenómeno se asemeja al que se produce después de la amputación de un miembro tras la cual el paciente continúa notando el mismo como si no lo hubiese perdido. En el caso de los dientes fantasma, este fenómeno sucede posterior a la extracción dental. Tras varios estudios sobre los dientes fantasma como el de Jacobs (2002), se llegó a pensar que este fenómeno contribuye positivamente a la integración neurofisiológica de prótesis implantosoportadas, ya que reforzaba la sensación de que esta prótesis sustituía al diente perdido.

El estudio más revolucionario y que consiguió, finalmente, relacionar la osteointegración con la plasticidad cortical usando resonancia magnética funcional es el de Habre-Hallage (2012). El objetivo que perseguía Habre-Hallage era usar la estimulación táctil para identificar los procesos adaptativos corticales en las rehabilitaciones con implantes. Para conseguir estos resultados se comparaban las proyecciones corticales tras la estimulación de tejidos periimplantarios y periodontales, entre 2 grupos distintos de pacientes. Un estudio previo en el que se basaron fue el de Yan (2008); que era, en ese momento, el único estudio funcional existente que medía la plasticidad cortical en implantes dentales. Sin embargo, en este estudio no se usaba estimulación táctil pura, si no que se usaba una especie de artilugio que apretaba con fuerza los implantes dentales.

Más tarde, Habre-Hallage y sus colaboradores (2010) consiguieron elaborar otro dispositivo novedoso que permitía estimular táctilmente los implantes dentales a la vez que se realizaba la resonancia magnética funcional. De esta manera, era posible recoger la información de los mecanorreceptores presentes en los tejidos periimplantarios, que activaban la cortical tras ser estimulados intencionadamente. Dos años más tarde se perfeccionó este dispositivo en otra investigación del mismo equipo (Habre-Hallage, 2012) para continuar con sus avances en la plasticidad cortical. Concretamente, se evaluaron implantes unitarios colocados en el incisivo central superior izquierdo de pacientes diestros. El dispositivo que realizaba la estimulación táctil, lo hacía únicamente en el implante seleccionado para el grupo de estudio, y su comparativa se centraba en el canino superior izquierdo. El otro grupo de estudio para el que se medía la sensibilidad táctil en dientes naturales, establecía mediciones tanto a nivel de incisivo central superior izquierdo como de canino superior izquierdo, con una intensidad suficiente para poder estimular las áreas somatosensoriales de la cortical. La figura 7 muestra el funcionamiento de este dispositivo.

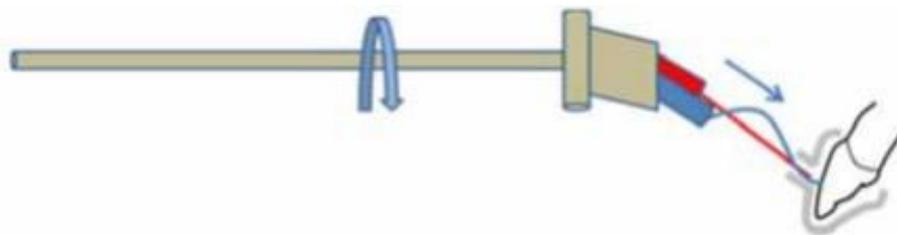


Figura 7. Artilugio diseñado para el estudio neurofisiológico de Habre-Hallage (2012) en el cual se estimulan selectivamente los dientes e implantes

Tras analizar los resultados obtenidos en el estudio, se descubrió que el patrón de activación para el grupo rehabilitado con implantes era mucho más heterogéneo que aquel presente en el grupo de control; y por primera vez, se pudo demostrar la existencia de una activación cortical como consecuencia a la estimulación mecánica de implantes osteointegrados. Como complemento a esta información, los investigadores también sugirieron que esta activación podía considerarse como una representación del mecanismo subyacente del fenómeno de la osteopercepción. Otra consideración que pudieron constatar fue que la pérdida de un diente y su posterior rehabilitación con un implante osteointegrado induce una plasticidad cortical; puesta de manifiesto después de comprobar las diferencias de activación cortical entre implante y diente natural en la misma localización.

En lo que respecta al tipo de activación cortical, el estudio dilucidó que la activación de la corteza primaria (S1) fue más débil en implantes que en dientes naturales. Este hecho concuerda con el descubrimiento de que hay una mejora de la función sensitiva tras la rehabilitación implantológica, pero que no consigue alcanzar el nivel de sensibilidad presente en pacientes con dentición natural (González-Gil, 2022). Refiriéndose a la activación de áreas somatosensoriales secundarias, cabe destacar que la misma fue bilateral para ambos grupos, y que las zonas corticales activadas fueron similares en el lado ipsilateral y ligeramente diferentes en el contralateral. Esto indica que la recuperación de la red cortical ipsilateral fue cercana a la existente con anterioridad; mientras que en el lado contralateral hubo una mayor reorganización (Disbrow, 2003).

Dados estos resultados se puede deducir que la sensación de osteointegración puede ser interpretada por el cerebro como un input sensorial significativo. De esta forma, es preciso considerar el área S2 como un centro de integración, modulación e interpretación de inputs sensoriales que vienen de distintos receptores sensitivos; y no solamente como un área de procesamiento de orden superior. Todos estos cambios a nivel cortical pueden ser el motivo de que aquellos pacientes que han sido rehabilitados con implantes osteointegrados presenten unas habilidades táctiles y de estereognosia superiores a aquellos otros que presentan edentulismo sin rehabilitar. Como conclusión, este estudio ha creado unas perspectivas nuevas sobre las que investigar patrones corticales y sus relaciones con la recuperación funcional tras la colocación de implantes. No obstante, las investigaciones mediante fMRI son muy escasas e insuficientes para comprender de una manera más precisa el funcionamiento del fenómeno de la osteopercepción (Habre-Hallage, 2012).

1.3. Sensibilidad táctil oral

1.3.1 Estudios psicofísicos

Después de haber desgranado las características neurofisiológicas de la osteopercepción, es necesario estudiar la otra vertiente del ámbito sensorial y motor que es la sensibilidad táctil. Este tipo de sensibilidad es la que se evalúa mediante estudios psicofísicos (Bhatnagar 2015, Mishra, 2016). Este tipo de estudios son más comunes en la literatura ya que son más sencillos de realizar, estando basados en la determinación del umbral mínimo percibido ante estímulos mecánicos sobre implantes osteointegrados (Batista, 2008). Los estudios psicofísicos incluyen una serie de

metodologías predefinidas para ayudar a medir el umbral mínimo de sensibilidad de los mecanorreceptores periimplantarios en humanos. Sin embargo, existen también una serie de variables que provocan que este tipo de investigaciones presenten una cierta perspectiva subjetiva.

La sensibilidad táctil oral se divide en dos subtipos: la sensibilidad táctil activa y pasiva. La diferencia existente entre ambas se basa en que los receptores que van a activarse tras cada estímulo proceden de distintos orígenes; además, los valores de ambas sensibilidades van a estar reflejados en distintas unidades de medida. La metodología de los estudios psicofísicos de sensibilidad táctil va a diferir bastante dependiendo si se trata de un tipo u otro (Mishra 2016).

Por un lado, la sensibilidad táctil pasiva va a reflejar los umbrales mínimos de activación de receptores propioceptivos que se encuentran únicamente en el ligamento periodontal, cuando medimos la sensibilidad de dientes naturales; o de receptores de los tejidos periimplantarios, cuando medimos la sensibilidad de implantes osteointegrados. Un apunte de gran importancia para nuestro estudio es que no se puede medir la sensibilidad táctil pasiva de prótesis completas mucosoportadas ya que en los casos de edentulismo total, no van a existir mecanorreceptores periodontales ni periimplantarios.

La unidad de medida de la sensibilidad táctil pasiva es el Newton. Los estudios psicofísicos que evalúan este tipo de sensibilidad táctil consisten en aplicar presión a los implantes y a los dientes

naturales a una determinada intensidad mediante artilugios diseñados específicamente para tal fin (Ogumi, 1990; Mericske-Stern, 1995, 1996). Un ejemplo es el dispositivo creado por El Sheik (2004) que se puede visualizar en las figuras 8 y 9. Dependiendo de la fuerza ejercida, que estará medida en Newtons, el paciente podrá percibir o no este estímulo, y se podrá calcular cuál es el umbral mínimo de sensibilidad. Normalmente, la sensibilidad táctil pasiva parece localizarse peor en implantes que en dentición natural; y además los pacientes perciben este tipo de sensibilidad como si se transmitiera muy profundamente en el interior del cráneo. Este hecho puede explicarse por el posible estrechamiento producido en el periostio al deformarse el hueso periimplantario tras la estimulación mecánica pasiva (Enkling, 2007).

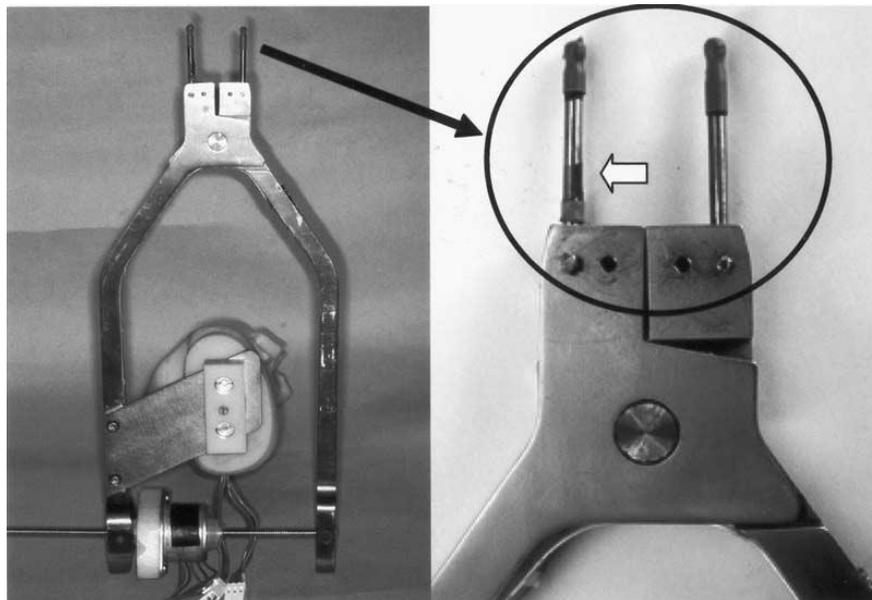


Figura 8. Dispositivo diseñado por El Sheik en 2004 para medir la sensibilidad táctil pasiva en implantes osteointegrados

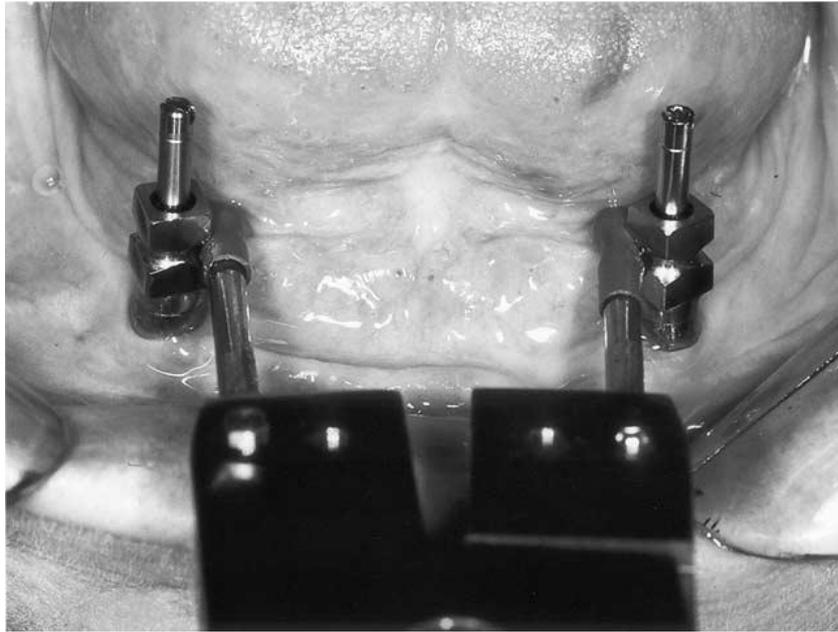


Figura 9. Dispositivo diseñado por El Sheik en 2004, aplicando presión controlada sobre dos implantes anteroinferiores

Por otro lado, la sensibilidad táctil activa pone de manifiesto los umbrales mínimos de sensibilidad de un mayor número de receptores propioceptivos del sistema estomatognático. Además de los receptores periodontales y periimplantarios que se activaban en la sensibilidad pasiva; en la activa también se van a activar receptores de zonas adyacentes como la articulación temporomandibular, las mucosas, los músculos masticatorios o el periostio. Debido a esto, a diferencia de la sensibilidad táctil pasiva, en la activa sí va a ser posible medir los umbrales mínimos de prótesis completas mucosoportadas, además de las rehabilitaciones implantoportadas y la dentición natural. En este caso, la unidad de medida va a ser la μ ya que estos estudios psicofísicos van a estar centrados en la capacidad que tiene cada paciente de detectar grosores mínimos interoclusalmente.

La metodología de estas investigaciones se basa en introducir finas láminas de distintas composiciones y grosores entre ambas arcadas de cada paciente; y descubrir si puede percibir las al realizar la masticación. Al contacto interoclusal, ya sea entre rehabilitaciones protésicas o dentición natural; se van a activar la serie de receptores comentados con anterioridad dependiendo del grosor que tenga cada lámina. Como puede comprobarse, el protocolo de actuación en este tipo de estudios es similar al que realizamos durante el ajuste oclusal de cualquier tipo de rehabilitación protésica o restauradora de manera rutinaria. A principios de los años 90, se empezaron a realizar los primeros estudios psicofísicos que medían la sensibilidad táctil activa mediante láminas de grosores micrométricos. En concreto, Jacobs y Van Steenberghe (1991) fueron pioneros en este tipo de investigaciones, en las que se comparaban los umbrales entre dentición natural e implantes dentales, y ya se determinaba un protocolo inicial para realizar las mediciones (Jacobs, 1992). Dos años más tarde, Mericske-Stern (1994) se basó en estos estudios previos para medir los umbrales mínimos de sensibilidad en distintas situaciones protésicas. Posteriormente, el resto de investigadores se basó en los protocolos de este autor para realizar sus mediciones.

Por ejemplo, en las figuras 10 y 11 se muestra el estudio psicofísico que llevó a cabo Reveredo (2013) en el que es visible la similitud del mismo con el ajuste oclusal que se realiza al restaurar un diente o colocar una prótesis dental. En la figura 12 se observa el estudio psicofísico de Moraes (2021) en el que se puede constatar la similitud con los protocolos descritos con anterioridad. Es por ello, que el estudio psicofísico de sensibilidad táctil activa representan mucho mejor la función masticatoria normal que los de sensibilidad táctil pasiva. Además, son mucho más reproducibles en

el gabinete dental durante nuestra práctica odontológica del día a día; y, en consecuencia, son mucho más comunes en la literatura (Enkling ,2007).



Figura 10. Pinza para papel articular usada por Reveredo en 2013



Figura 11. Estudio psicofísico realizado por Reveredo en 2013



Figura 12. Estudio psicofísico de Moraes (2021)

Sin embargo, Enkling (2010) describe un gran problema que perjudica a los estudios, que consiste en la gran variación de resultados que se obtienen de unos investigadores a otros, llegando a ser en ocasiones muy contradictorios. Este problema lo achaca, por un lado, a la escasez de estudios sobre la materia que existen actualmente; y, por otro lado, a la falta de una metodología estandarizada que permita obtener unos resultados más fiables. Por ejemplo, se considera que hay factores relevantes como la edad o el género de los pacientes que no se ven reflejados en la mayoría de los estudios y que pueden influir en los resultados. En algunos casos, existen estudios que presentan unos valores de umbral de sensibilidad que son hasta 10 veces mayores que otros estudios similares; lo que conlleva unos resultados que pueden llevar a confusión (Kazemi, 2014). En los dientes naturales, los resultados de sensibilidad táctil activa son más homogéneos y se ha establecido que

el rango de sensibilidad se encuentra entre las 15 y las 30 micras. En estos test psicofísicos, las láminas interoclusales de grosores variados son una herramienta fundamental. Su objetivo consiste en medir la sensibilidad táctil de cada paciente durante el acto de masticación; ya presenten dentición natural o lleven rehabilitaciones implantosoportadas (Anastacio, 2021).

La mayoría de autores que estudian la sensibilidad táctil activa mediante el uso de láminas interoclusales, recomiendan también establecer unos correctos sistemas de exclusión para evitar que se incluyan pacientes con contactos oclusales inadecuados en el estudio. Por ejemplo, Batista (2008) aconseja excluir del estudio a pacientes con una dimensión vertical anormal, pacientes que presenten disfunción de la articulación temporomandibular, bruxismo o periimplantitis. Kazemi (2014) también aconseja excluir a aquellos pacientes con oclusiones disfuncionales o alguna patología articular.

Respecto a los estudios de sensibilidad táctil activa sobre dientes naturales, Bakshi (2017) recomienda excluir aquellos dientes con caries, enfermedad periodontal, obturaciones o prótesis fija; así como los dientes que se encontrarán en anoclusión. Para el estudio de sensibilidad táctil sobre implantes; recomienda, al igual que el resto de investigadores, excluir los casos que presenten disfunciones neurológicas o articulares y aquellos implantes que no presenten tejidos periimplantarios totalmente saludables.

Otra de las pautas que aconsejan seguir los principales investigadores de la sensibilidad táctil activa, es limitar la visión y la audición de los pacientes a estudio para que estos sentidos no pudieran influir en sus respuestas y producir falsos positivos. Por ejemplo, en los estudios de Enkling (2010), se colocaban unos auriculares en los oídos de los pacientes, que estaban conectados a un cassette que reproducía ruido blanco y rosa a un alto volumen, este procedimiento se visualiza en la figura 13. Se llevó a cabo este procedimiento porque los cuerpos extraños entre los dientes se podían notar no solo mordiendo; si no al escucharse y transmitirse su sonido por vía intracraneal durante la función masticatoria. Uno de los factores en los que no se puede influir durante el estudio psicofísico es la sensación térmica. El calor puede ser transmitido por las láminas metálicas y ser captado por los receptores distorsionando los resultados. Sin embargo, realizando la prueba en un ambiente de 25°C, se consideró que la reacción térmica es la mínima posible y no tiene una importancia relevante en los resultados finales.

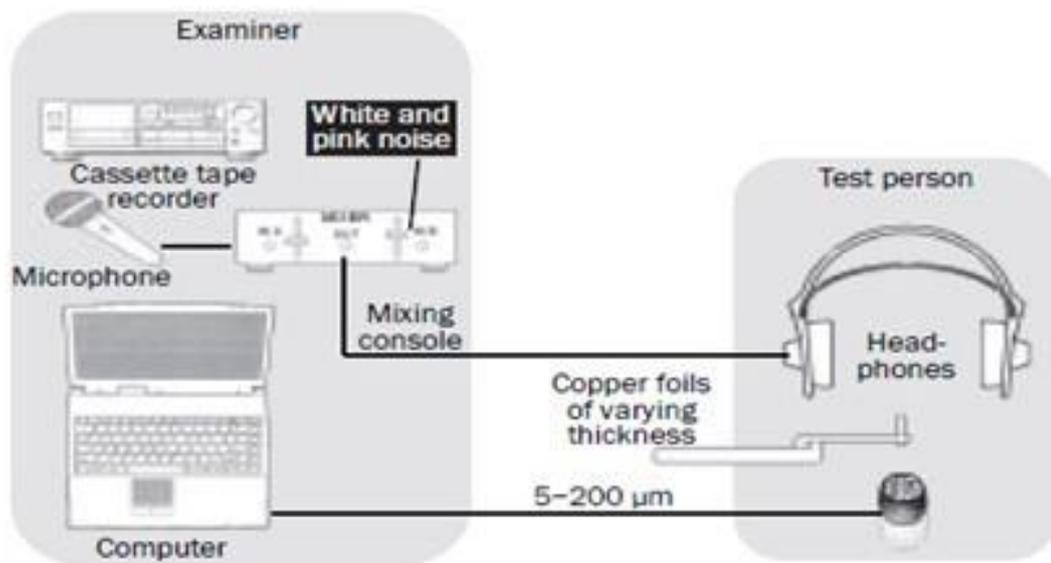


Figura 13. Esquema del estudio psicofísico de Enkling, 2010

1.3.2. Importancia de la sensibilidad táctil en la función masticatoria

Como parte final de la introducción de esta tesis doctoral, considero necesario establecer una comparativa entre la sensibilidad táctil presente en la dentición natural y la que aparece tras realizar las rehabilitaciones protésicas con las que tratamos espacios edéntulos. De esta manera, será posible visualizar el valor de sensibilidad táctil que se encuentra presente en cada situación protésica, y que nos será de gran utilidad para llevar a cabo la revisión de las cifras numéricas que están presentes en la literatura en los estudios de los últimos años.

La sensibilidad táctil de los dientes naturales es realmente alta y presenta unos valores de umbral mínimos tremendamente bajos. Esto demuestra la gran precisión que presenta el ligamento periodontal para detectar los alimentos durante la masticación y así evitar dañar los tejidos duros dentarios. De hecho, algunos estudios establecen estos umbrales en un rango aproximado entre 12 y 17 micras. (Anastacio, 2021, Bakshi, 2017, Reveredo, 2013, Engling, 2012, Batista, 2008).

El estado del tejido pulpar no tiene influencia en la capacidad de percepción de la sensibilidad táctil, como demuestra el estudio de Schneider (2014). Tras investigar los valores de sensibilidad táctil que presentaban los dientes con vitalidad positiva con respecto a los dientes tratados endodónticamente, fue posible observar que no había diferencias significativas en los valores propioceptivos de ambas situaciones.



Las prótesis completas mucosoportadas han sido durante muchos años la principal solución protésica para rehabilitar los edentulismos totales. No obstante, este tipo de prótesis convencionales no son capaces de proporcionar la suficiente cantidad de información para restaurar las vías sensoriales naturales de la función motora. Independientemente de la excelencia técnica que se pueda conseguir en su elaboración, estas rehabilitaciones son inevitablemente inestables durante los movimientos naturales de la mandíbula al realizar la función masticatoria. (Kumar, 2012). Los valores de umbral mínimo de sensibilidad táctil de estas prótesis son muy elevados comparados a los existentes en la dentición natural, lo que provoca que los portadores tengan una menor capacidad para discernir el grosor de los alimentos que ingieren o su consistencia y dureza (Batista 2008, Grieznis, 2010). Además, la sensibilidad propioceptiva disminuida que llevan asociada las prótesis mucosoportadas, conlleva una peor adaptación de las mismas. Este hecho genera un grado elevado de insatisfacción en sus portadores, los cuales encuentran dificultades para conseguir una función masticatoria eficiente (Bhattacharjee, 2021). Este tipo de rehabilitaciones removibles también presentan unos valores de máxima fuerza masticatoria bastante inferiores a los de la dentición natural y rehabilitaciones implantosoportadas, así como un mayor número de ciclos de masticación para poder realizar la trituración de la comida de una manera eficiente (Oncescu Moraru, 2019). Según el estudio de Fayad (2018), estos valores mejoran sus resultados tras los primeros 6 meses de la colocación de la prótesis; y que el material sea termoplástico presenta una mejor actividad muscular que los materiales acrílicos convencionales. Debido a todas estas consideraciones sobre las dentaduras completas mucosoportadas, se recomienda mantener vigilada la actividad masticatoria de sus portadores para evitar problemas de nutrición, sobre todo en ancianos (Manzon, 2021). Una posible solución para los inconvenientes que presentan este tipo de prótesis consiste en

rehabilitar el edentulismo con una prótesis removible implantosoportada. Se ha demostrado que, únicamente con un implante, se pueden mejorar los valores de máxima fuerza masticatoria y de capacidad de triturar alimentos. (Lam Vo, 2019).

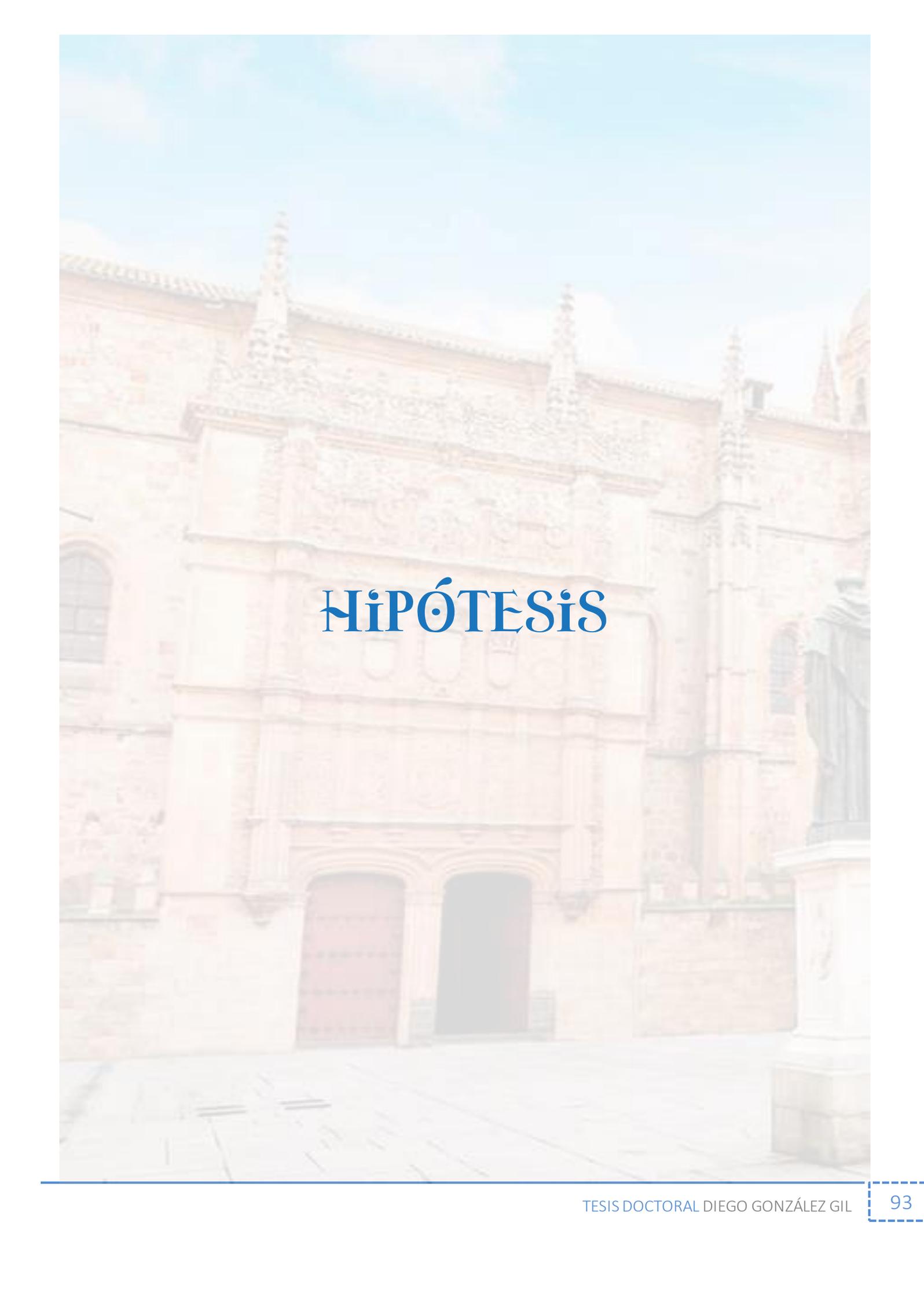
Debido a los problemas que provoca la rehabilitación con prótesis removibles mucosoportadas, las rehabilitaciones fijas implantosoportadas están en auge; ya que, gracias al fenómeno de la osteopercepción, este tipo de prótesis presentan una sensibilidad táctil mejorada con respecto a las convencionales mucosoportadas. Esta sensibilidad aumentada facilita la consecución de una adaptación más rápida y eficiente de las prótesis; y, además, permite una mayor satisfacción de los pacientes con su tratamiento. Por otro lado, este tipo de rehabilitaciones protésicas, reproducen la función masticatoria de una manera mucho más natural y más parecida a la que presenta la dentición natural. (Bhatnagar, 2015) Aun así, los umbrales de sensibilidad de las prótesis implantosoportadas muestran unos valores más elevados, en torno al doble, que los de la dentición natural (Moraes, 2021).

Este dato es todavía mucho más patente en los valores de sensibilidad táctil pasiva; sin embargo, algunos investigadores le restan relevancia a esta medida ya que el tipo de estímulo mecánico que se produce durante este tipo de estudios psicofísicos es poco común al realizar la función masticatoria (Luraschi, 2012). Este mismo autor también rechaza la afirmación de que los pacientes rehabilitados con prótesis sobre implantes presenten una mayor fuerza de mordida máxima que aquellos que son portadores de prótesis completas mucosoportadas o que presentan dentición

natural. No obstante; sí considera que la rehabilitación mediante prótesis implantosoportadas es una mejor opción que las prótesis completas convencionales para el tratamiento del edentulismo.

Con respecto a la actividad muscular durante la actividad masticatoria de los pacientes portadores de distintos tipos de rehabilitaciones protésicas, según Müller (2012), los pacientes rehabilitados mediante prótesis fija implantosoportada presentan una mayor actividad durante el apretamiento y la masticación que aquellos que son portadores de dentaduras completas mucosoportadas; pero estos resultados son significativamente peores que los existentes en pacientes con dentición natural. Existe una gran diferencia de actividad muscular dependiendo del sexo de cada paciente estudiado, con una tendencia favorablemente clara hacia los hombres. Lo mismo sucede dependiendo de la edad de cada paciente, presentando los pacientes jóvenes una mayor potencia muscular que los ancianos. (Poli, 2021). Por otro lado, el grosor de los músculos maseteros no se ve influenciado por el tipo de prótesis que se encuentra presente. Estos resultados también fueron confirmados en el estudio de von der Gratch (2017), en el que además se afirma que estos valores altos de actividad masticatoria se veían influenciados positivamente por una mayor dureza de la comida presente durante la ingesta.

En la comparación de umbrales de sensibilidad táctil activa entre prótesis sobre implantes osteointegrados y prótesis mucosoportadas; los de estas últimas son mucho más elevados que los de rehabilitaciones implantosoportadas. Concretamente, el valor de umbral de las prótesis completas es hasta 3 o 4 veces mayor, dependiendo de cada estudio observado (Batista, 2008; Grieznis, 2010).



HiPÓTESis

2. Hipótesis

2.1. Hipótesis nula

- La sensibilidad táctil activa en diferentes situaciones protésicas no varía según los distintos tipos de prótesis empleados ni por los receptores que se ven estimulados durante la actividad masticatoria en cada caso. Factores como la edad, el sexo o el tiempo de carga protésica sí que influyen en el valor medio de sensibilidad táctil.

2.2. Hipótesis alternativa

- La edad, género, o el tiempo de carga de prótesis no influyen en el valor medio de umbral mínimo, lo que realmente influye en este valor es el tipo de receptores propioceptivos que se ven activados durante la actividad masticatoria.



OBJETIVOS



3. OBJETIVOS

- Revisar en la literatura los distintos estudios psicofísicos sobre sensibilidad táctil para poder comprender las diferencias de valores existentes en prótesis completas mucosoportadas e implantoportadas.

- Realizar un estudio psicofísico de medición de la sensibilidad táctil activa en distintas situaciones protésicas y comparar los valores entre sí; para poder estudiar la influencia que tiene el tipo de prótesis, el tiempo que cada paciente lleva portándola, la edad o el género en una sensibilidad táctil activa aumentada o disminuida.



MATERIALES Y MÉTODOS



4. MATERIAL Y MÉTODOS

4.1. Materiales

- Kit de exploración dental, para realizar la exploración interoral del paciente y valorar la situación protésica existente.
- Pinza Miller para papel articular dental, para llevar a cabo el estudio psicofísico y medir la oclusión de cada paciente.
- Papel articular Bausch de 200 μ , para comprobar que la oclusión de cada paciente del estudio es correcta, y por tanto válida para evaluar la sensibilidad táctil activa de cada situación.
- Hoffman Leaf Gauges de 100 μ , como apoyo al uso de láminas finas de aluminio, en aquellos casos que el paciente no pueda percibir el grosor de 50 μ .
- Papel de Aluminio Endapack 14 μ , como el grosor interoclusal mínimo.
- Papel de Aluminio Walden 30 μ , como el grosor interoclusal intermedio.
- Papel de Aluminio Gocablities 50 μ , como el grosor interoclusal máximo.
- Headset de sonido de estilo diadema con conexión Bluetooth, para reproducir la pista de sonido con ruido rosa.
- Pista de 9 minutos de duración con ruido rosa, para aislar acústicamente al paciente y que los resultados del estudio no se vean influenciados por su percepción auditiva.

En la figura 14 podrán observarse las láminas de aluminio de 14, 30 y 50 micras, la pinza Miller, el papel articular y las Leaf Gauges. Estos materiales son los más relevantes del estudio psicofísico.

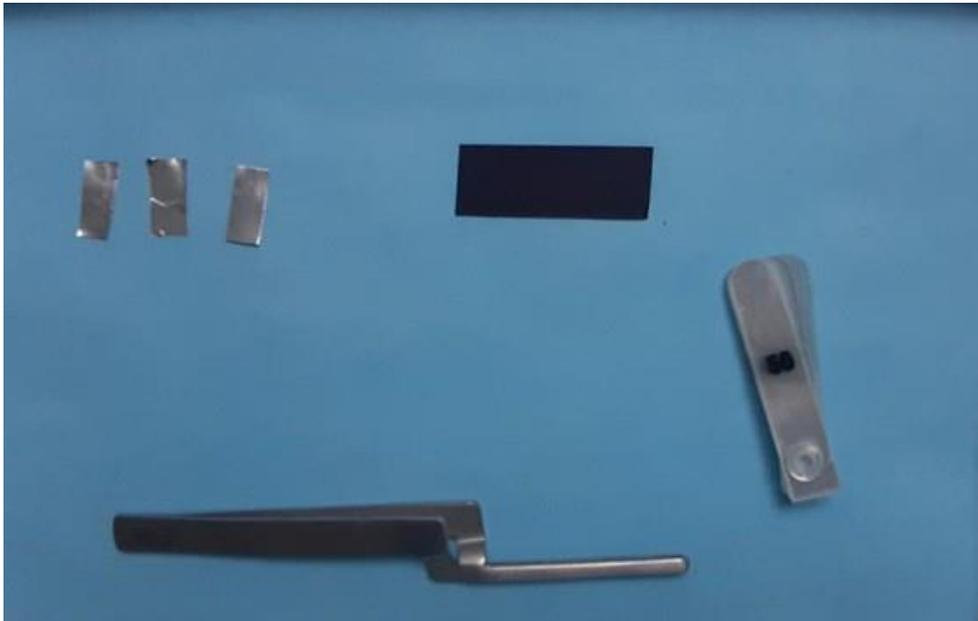


Figura 14. Láminas de aluminio (izquierda arriba), papel articular Bausch (derecha arriba), pinzas Miller (izquierda abajo) y Leaf Gauges (derecha abajo)

4.2. Instalaciones

Los estudios psicofísicos se han llevado a cabo en las instalaciones de la Clínica Dental Diego González Gil, dotadas de gabinetes con sillón dental y todos los materiales necesarios para realizar la investigación clínica (Figura 15). Como apoyo, también se han usado las instalaciones de la Clínica Odontológica de la Facultad de Medicina de la Universidad de Salamanca (figura 16); contando con las mismas con gabinetes equipados con todos los materiales requeridos en el estudio.



Figura 15. Instalaciones de la Clínica Diego González Gil



Figura 16. Instalaciones de la Clínica Odontológica de la Universidad de Salamanca

4.3. Metodología

En este apartado se describe la metodología que se ha seguido durante la realización del estudio psicofísico, en la que se han tomado como referencia los protocolos usados por otros autores que llevaron a cabo el estudio de la sensibilidad táctil activa mediante la introducción de láminas interoclusales de distintos grosores (Batista, 2008; Engling, 2010, Grieznis, 2010; Reveredo, 2013; Kazemi, 2013; Shala, 2017; Neghadari, 2019). La metodología ha consistido en evaluar la sensibilidad táctil activa de los distintos grupos mediante la introducción de láminas interoclusales de distintos grosores de manera aleatoria; midiendo distintas variables como la edad, el género o el tiempo de carga protésica.

4.3.1. Muestra del estudio

El estudio psicofísico va a contar con una muestra de 70 pacientes divididos en tres grupos experimentales según se indica en la tabla 1:

	Grupo A	Grupo B	Grupo C
Tipo de situación protésica exigente	Pacientes portadores de prótesis completas mucosoportadas	Pacientes portadores de prótesis implantosoportada con antagonista de prótesis implantosoportada	Pacientes portadores de prótesis implantosoportada y antagonista de dentición natural
Número de pacientes incluidos	19	21	30

Tabla 1. Muestra los pacientes estudiados en cada grupo

El grupo A va a estar formado por pacientes que sean portadores de prótesis completas. Al ser edéntulos y no tener propiocepción periodontal; toda la información sensitiva táctil va a provenir de receptores de zonas adyacentes como lo son la articulación temporomandibular, los músculos masticatorios, el periostio o la mucosa.

El grupo B lo formarán pacientes portadores de implantoprótesis en ambas arcadas, tanto unitarios como múltiples, que presenten oclusión siendo antagonistas. En este caso, no solamente se activarán los receptores de la propiocepción de zonas adyacentes, sino que los receptores de los tejidos periimplantarios se verán estimulados y el fenómeno de la osteopercepción influirá en los resultados.

El grupo C se va a componer de pacientes portadores de prótesis sobre implantes en una arcada, siendo los antagonistas dientes naturales. De esta forma, se verán activados todos los receptores anteriormente comentados, con la adición de los receptores periodontales que va a aportar la dentición natural y que son tan importantes para una correcta sensibilidad táctil. Las variables que se van a medir son las siguientes:

- Edad
- Sexo
- Tiempo con prótesis
- Umbral mínimo detectado

4.3.2. Protocolo del estudio psicofísico

El objetivo del estudio psicofísico es medir el umbral mínimo de sensibilidad táctil activa que cada paciente es capaz de percibir interoclusalmente. Para ello, se usarán láminas interoclusales de aluminio adaptadas a cada situación protésica que presentarán diferentes grosores:

- 14 μ

- 30 μ

- 50 μ

1. En primer lugar, para realizar la prueba de una manera adecuada, el paciente debe encontrarse sentado en el sillón dental, en una posición cómoda, y ligeramente inclinado. Además, el paciente debe mantener los ojos cerrados durante el procedimiento.

2. A continuación, se comprobará mediante papel articular que existe una oclusión adecuada en la zona protésica que vamos a medir, para asegurarnos de que no haya anoclusión que influya en los resultados.

3. Dado que la presencia de las láminas se puede percibir auditivamente mediante conducción ósea al ocluir; es preciso colocar auriculares que emitan ruido rosa para aislar los posibles sonidos que puedan influir en el estudio.

4. Se introducirán las láminas interoclusales de manera totalmente aleatoria.



5. Se le ordenará al paciente que ocluya repetidamente y le preguntaremos si ha notado algo entre los dientes al morder, a lo que tendrá que responder de manera afirmativa o negativa dependiendo de lo que haya percibido. Este proceso se repetirá 10 veces por cada lámina.

6. La lámina se colocará de una manera adecuada en la pinza Miller y se llevará a la boca de una manera cuidadosa, de tal forma que ninguna parte de la lámina contacte con las mucosas o labios del paciente.

7. Para comprobar la eficacia de las mediciones, existirá una prueba placebo. En esta prueba, se introducirá la pinza Miller en el interior de la boca del paciente, pero no llevará agarrada ninguna lámina. En esta prueba el paciente debe asegurarnos que no nota nada al ocluir, de lo contrario la medición no será válida y no se podrá incluir en el estudio.

8. El grosor mínimo detectado por cada paciente se calculará a partir del 50 % de las respuestas afirmativas dadas por cada paciente, usando la misma referencia que otros estudios psicofísicos previos (Batista, 2008; Enkling, 2012).

9. Por último, se llevará a cabo el análisis estadístico de los resultados mediante las pruebas de t de Student y U de Mann Whitney con el programa de análisis estadístico de SPSS. La estadística descriptiva se realizará mediante el programa de Windows Excel.



4.3.3. Criterios de Inclusión

Se incluirán en el estudio todos aquellos pacientes:

- Mayores de edad.
- Portadores de prótesis sobre implantes y dentaduras completas que presenten una oclusión adecuada de las mismas.
- Pacientes en estado de salud.

4.3.4. Criterios de Exclusión

Se excluirán del estudio los siguientes pacientes:

- Pacientes con una discapacidad que les impida entender el proceso del estudio psicofísico.
- Pacientes que presenten parafunciones del sistema masticatorio como trastornos de la articulación temporomandibular o sobrecargas de los músculos masticatorios.
- Pacientes con prótesis desajustadas y en anoclusión.
- Pacientes que detecten la prueba placebo durante el estudio psicofísico.



- Pacientes que no detecten un grosor inferior o igual a 50μ .



RESULTADOS

5. RESULTADOS

5.1. Resultados de la revisión bibliográfica

Como apoyo a los resultados obtenidos en el estudio clínico, y previamente al análisis de los mismos; considero necesario conocer la comparativa entre la sensibilidad táctil presente en la dentición natural y la que aparece tras las rehabilitaciones protésicas que realizamos para tratar espacios edéntulos y mejorar la función masticatoria del sistema estomatognático. Básicamente me voy a centrar en la comparación entre prótesis implantosoportadas y prótesis completas mucosoportadas convencionales. Tras haber indagado en las distintas bases de datos, he descubierto como el fenómeno de la osteopercepción permite, presumiblemente, que los implantes osteointegrados tengan una sensibilidad táctil mejorada respecto a las prótesis convencionales. A continuación, se muestran las tablas en las que se representan los distintos valores de sensibilidad táctil tanto activa como pasiva.

Autor y año	Valor medio de STP en implantes	Valor medio de STP en dientes naturales	Diferencia entre ambos valores
El Sheik, 2004	10,9 N	-	-
Grieznis, 2010	2,5	0,84 N	1,66 N

Tabla 2. Valores de STP

Autor y año	Valor medio de STA en implantes	Valor medio de STA en dientes naturales	Diferencia entre ambos valores
Enkling, 2007	16,7 micras	14,3 micras	2,4 micras
Batista, 2008	12 micras	10 micras	2 micras
Enkling, 2010	20,2 micras	-	-
Enkling, 2012	20 micras	16,9 micras	3,1 micras
Reveredo, 2013	24 micras	12 micras	12 micras
Kazemi, 2013	30 micras	21,4 micras	8,6 micras
Bakshi, 2017	30,5 micras	13,5 micras	17 micras
Neghadari, 2019	33,1 micras	24,89 micras	8,21 micras

Tabla 3. Valores de STA

Media del valor medio de STA en implantes	Media del valor medio de STA en dentición natural	Diferencia entre ambos valores
23,31 micras	16,14 micras	7,61 micras

Tabla 4. Valores medios de STA



Autor y año	Valor de sensibilidad táctil activa en prótesis completas convencionales
Batista, 2008	92 micras
Shala, 2017	36 micras
Valor medio de STA	64 micras

Tabla 5. Valor medio de STA

Autor y año	Valor medio de sensibilidad táctil activa
Prótesis completas	64 micras
Prótesis implantosoportadas	23,31 micras
Dentición natural	16,4 micras

Tabla 6. Resumen de la comparativa

5.2. Resultados del estudio psicofísico

Se estudiaron un total de 70 pacientes divididos en 3 grupos: A, B y C dependiendo de las características de su rehabilitación protésica y su situación oclusal presente. Tras la realización de las pruebas, se excluyeron a 3 pacientes: 2 pacientes del Grupo A y 1 paciente del grupo B. El motivo de la exclusión fue que no realizaron la prueba del placebo de una manera adecuada a la metodología propuesta inicialmente. En la tabla 7 se muestra la disposición final de los pacientes dentro de cada grupo:

	Grupo A	Grupo B	Grupo C
Tipo de situación protésica existente	Pacientes portadores de prótesis completas mucosoportadas	Pacientes portadores de prótesis implantosoportada con antagonista de prótesis implantosoportada	Pacientes portadores de prótesis implantosoportada y antagonista de dentición natural
Número de pacientes incluidos	17	20	30

Tabla 7. Resumen de los pacientes incluidos en el estudio

En la tabla 8, es posible ver los resultados del estudio psicofísico del grupo A. Únicamente un paciente fue capaz de percibir el grosor intermedio de 30 micras, interoclusalmente. El resto de pacientes solo pudieron captar la lámina de mayor grosor, de 50 micras.

- RESULTADOS GRUPO A:

Código paciente	Edad	Sexo	T.C.P (años)	U M D
AGV	89	M	2	50
AML	70	M	1	50
EPS	86	H	1	50
FMG	79	H	4	50
FPDR	92	M	3	50
FSD	86	M	2	50
FVB	80	H	0	50



GSS	79	M	3	50
JARP	58	H	0	50
JFLG	72	H	0	50
JMGD	61	H	1	50
JSV	72	H	10	30
LLP	89	M	2	50
MJCG	66	M	0	50
MLPB	68	M	7	50
MMG	95	H	2	50
SFH	77	M	0	50

Tabla 8. Resultados del estudio en el grupo A

En la tabla 9 aparece reflejada la estadística descriptiva del grupo A. Los principales datos a resaltar son una media de 48,8 2 micras, una desviación estándar de 4,85 y un error típico de 1,17. En las figuras 17, 18 y 19 se muestran los gráficos del grupo A según cada variable. La figura 17 muestra la distribución del grupo A según el género; con un ligero predominio de hombres (52,9%) respecto a mujeres (47,10%). En la figura 18 se observa la distribución según los distintos grupos de edad: el grupo más numeroso lo conformaron los pacientes de entre 70 y 80 años con un 35% de los pacientes estudiados. El grupo de edad de 80 a 90 años y de 60 a 70 años presentaron unos porcentajes de 24 % y 23% cada uno. Los dos grupos de edad menos numerosos fueron el de 90 a 99 años con un 12% de representación; y el de 50 a 60 años con un porcentaje del 6%. Por último, la distribución de los pacientes según el tiempo de carga de la prótesis arrojó los siguientes

resultados; el 88,2% de los pacientes eran portadores recientes, de menos de 5 años de carga protésica; mientras que el 11,8% de los pacientes llevaban usando la prótesis durante más de 5 años.

Media	48,8235294
Error típico	1,17647059
Mediana	50
Moda	50
Desviación estándar	4,8507125
Varianza de la muestra	23,5294118
Curtosis	17
Coefficiente de asimetría	-4,1231056
Rango	20
Mínimo	30
Máximo	50
Suma	830
Cuenta	17
Nivel de confianza (95,0%)	2,49400623

Tabla 9. Resumen de la estadística descriptiva de la variable del umbral mínimo detectado en el grupo A



Distribución de Género GRUPO A



Figura 17. Distribución de pacientes del grupo A según el género

Distribución de edad GRUPO A

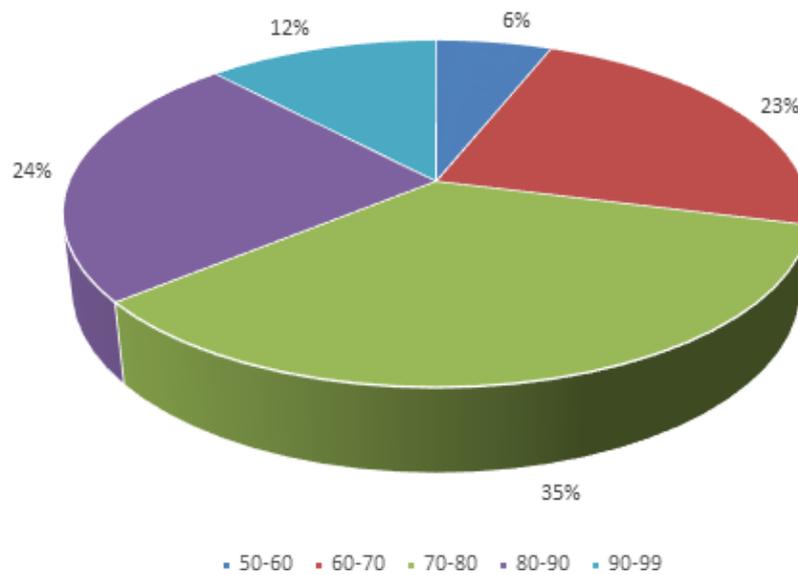


Figura 18. Distribución de pacientes del grupo A según grupos de edad

Distribución según tiempo con prótesis en el GRUPO A

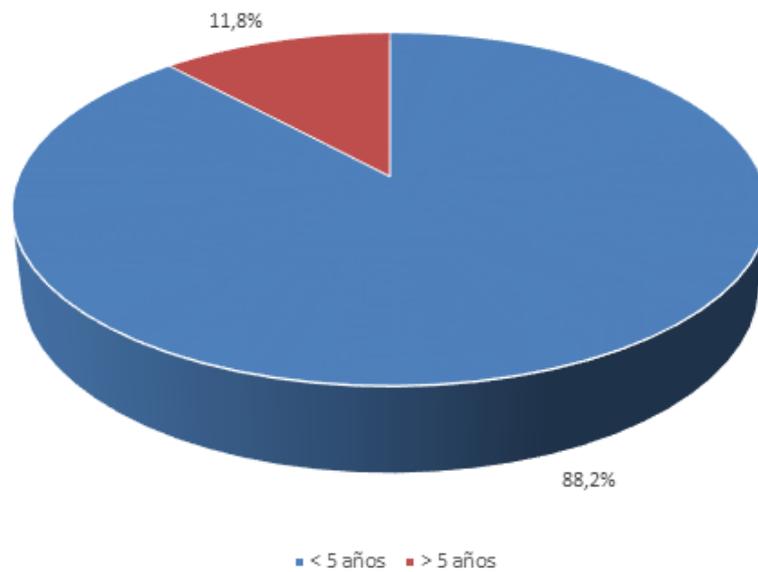


Figura 19. Distribución de pacientes del grupo A según el tiempo con prótesis

En la tabla 10 es posible visualizar los resultados del estudio psicofísico en el grupo B. Todos los pacientes fueron capaces de captar la lámina de mayor grosor. 13 pacientes percibieron la lámina de grosor intermedio mientras que 7 pacientes notaron la lámina más fina, de 14 micras. La tabla 11 se muestra la estadística descriptiva con una media de 24,4 micras, una desviación estándar de 7,82 y un error típico de 1,75.

A continuación, en la figura 20 se vislumbra la distribución de género de los pacientes del grupo B. En este grupo, este dato está mucho más descompensado, ya que se forma de un 75% de pacientes de sexo masculino y un 25% de pacientes de sexo femenino. La distribución de los grupos de edad puede observarse en la figura 21, donde se puede ver como el grupo de edad más numeroso fue el de 50 a 60 años de edad, con un porcentaje del 50% de los pacientes totales, seguido de cerca por el porcentaje del 40% que presentó el grupo de 60 a 70 años. Los dos grupos menos numerosos



fueron el de 40 a 50 años y de 70 a 80 años; con un porcentaje de 5%, ambos grupos.

- RESULTADOS GRUPO B

Código paciente	Edad	Sexo	T.C.P (años)	U M D
AFZ	66	H	3	30
AFZ2	66	H	0	30
AGR	54	H	5	14
AGR2	54	H	1	14
AGR3	54	H	1	14
AGS	72	H	11	14
AIRS	53	M	3	30
AIRS2	53	M	11	30
ARC	56	M	5	14
ATG	45	H	0	30
EEH	62	H	11	14
FRC	66	H	13	30
JAAF	51	H	3	30
JBMF	58	H	7	30
JBSC	61	H	3	30
JMMG	65	H	10	30
JMMG2	65	H	7	30
MAMG	58	H	8	30
MLAB	55	M	0	30
MRDP	70	M	15	14

Tabla 10. Resultados del estudio en el grupo B

Media	24,4
Error típico	1,7507893
Mediana	30
Moda	30
Desviación estándar	7,82976776
Varianza de la muestra	61,3052632
Curtosis	-1,719457
Coefficiente de asimetría	-0,6811611
Rango	16
Mínimo	14
Máximo	30
Suma	488
Cuenta	20
Nivel de confianza (95,0%)	3,66444411

Tabla 11. Resumen de la estadística descriptiva de la variable del umbral mínimo detectado en el grupo B

Distribución de Género GRUPO B

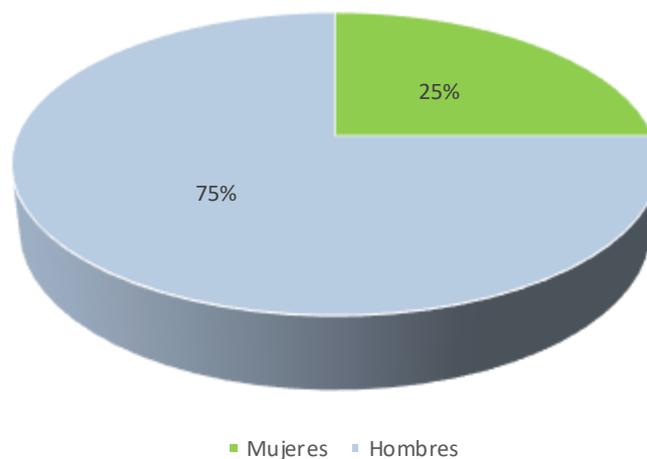


Figura 20. Distribución de pacientes del grupo B según el género



Distribución de Edad GRUPO B

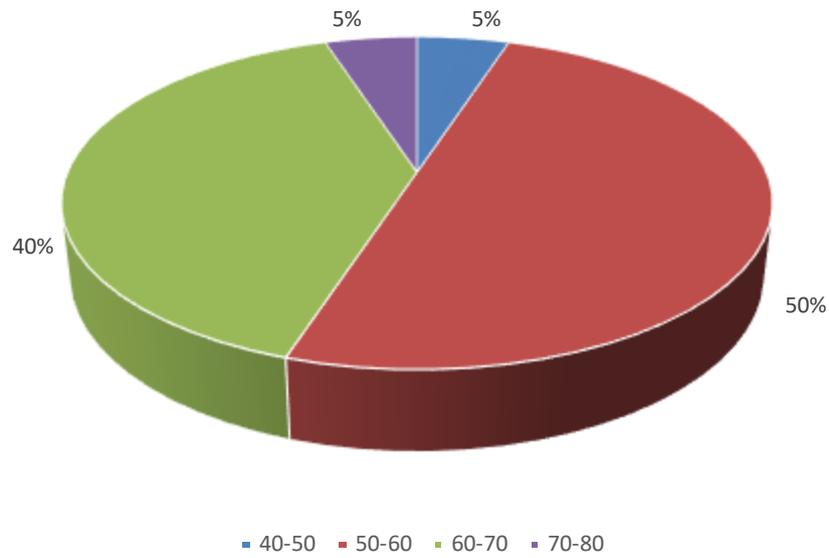


Figura 21. Distribución de pacientes del grupo B según grupos de edad

Distribución según tiempo con prótesis en el GRUPO B

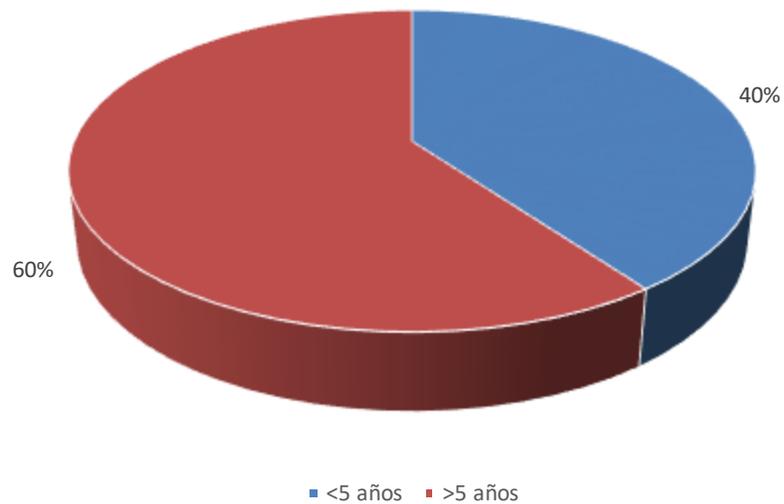


Figura 22. Distribución de pacientes del grupo B según el tiempo con prótesis

Los resultados del estudio para el grupo C de pacientes pueden verse reflejados en la tabla 12. De los 30 pacientes del grupo, únicamente hubo una persona que no pudo percibir el mínimo grosor de 14 micras. La distribución según el género de este grupo quedó de la siguiente manera: un 60% de hombres y un 40% de mujeres, como es posible observar en la figura 23. En la figura 24 se muestra la distribución de los pacientes del grupo C según su edad. El grupo con una mayor representación (40%) fue el de pacientes de 60 a 70 años. Los pacientes de 40 a 50 años fueron el segundo grupo más numeroso con un porcentaje del 23%, seguido por el grupo de edad de 50 a 60 años (17%). Los dos grupos de edad menos representados fueron el de 30 a 40 años y el de 70 a 80 años, ambos con un porcentaje del 10%. La figura 25 representa la distribución según el tiempo de carga de la prótesis; mostrando los siguientes resultados: un 60% de los pacientes estudiados llevaban los implantes cargados desde hace más de 5 años, mientras que un 40% eran portadores de prótesis con menos de 5 años en boca.

- RESULTADOS GRUPO C

Código paciente	Edad	Sexo	T.C.P (años)	U M D
AGS	72	H	11	14
AMA	49	H	2	14
AMM	65	H	5	14
AMS	35	H	0	14
ATG	45	H	0	14



BSR	79	H	6	14
CNG	60	M	1	14
EVA	65	H	5	14
FRC	66	H	3	14
ISG	37	M	4	14
JGV	49	M	1	14
JII	39	H	1	14
JLML	69	H	5	14
MAM	70	M	10	14
MAPG	52	H	15	14
MDE	58	M	4	14
MISA	61	M	5	14
MLAB	55	M	2	14
MRDP	70	M	15	14
MRMB	71	M	15	30
PMC	62	M	6	14
PMC2	62	M	1	14
PMS	49	H	3	14
PVI	58	M	9	14
RTG	41	H	1	14

SRV	61	H	3	14
SRV2	61	H	3	14
VGE	42	H	2	14
VGE	42	H	1	14

Tabla 12. Resultados del estudio grupo C

Media	14,5517241
Error típico	0,55172414
Mediana	14
Moda	14
Desviación estándar	2,97112541
Varianza de la muestra	8,82758621
Curtosis	29
Coefficiente de asimetría	5,38516481
Rango	16
Mínimo	14
Máximo	30
Suma	422
Cuenta	29
Nivel de confianza (95,0%)	1,13015566

Tabla 13. Resumen de la estadística descriptiva de la variable del umbral mínimo detectado en el grupo C



Distribución de Género GRUPO C

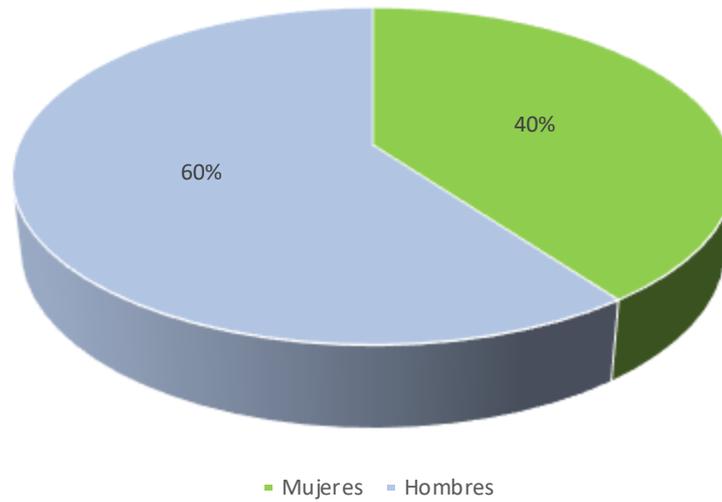


Figura 23. Distribución de pacientes del Grupo C según el género

Distribución según grupos de edad en el GRUPO C

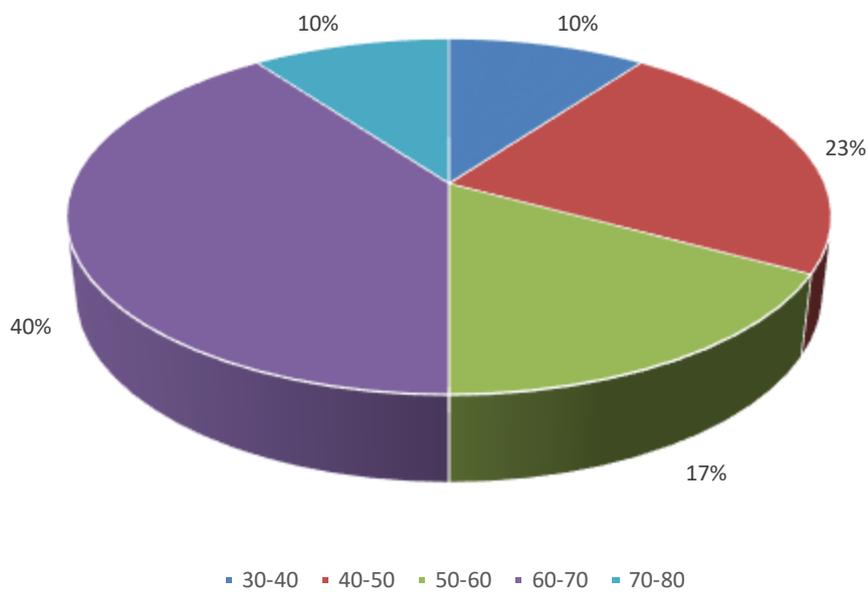


Figura 24. Distribución de pacientes del grupo C según grupos de edad

Distribución de pacientes según tiempo con prótesis en el GRUPO C

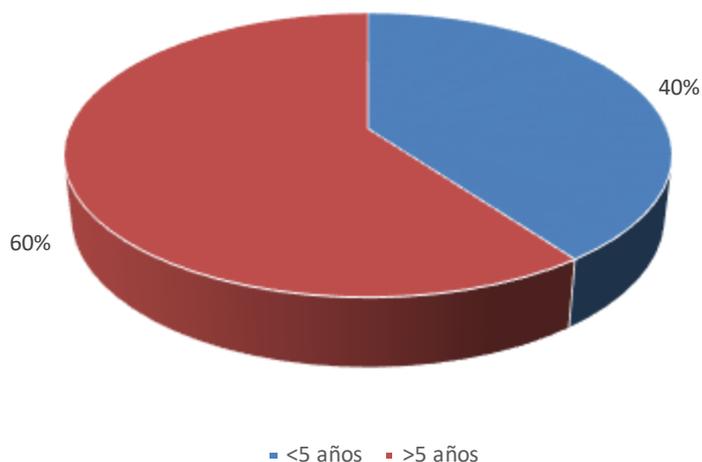


Figura 25. Distribución de pacientes en el grupo C según tiempo con prótesis

En la tabla 14 se resumen los resultados de los 3 grupos de estudio, con las medias de cada uno reflejadas para poder realizar una comparativa entre ellas. La media de los grosores mínimos detectados de cada grupo puede verse reflejada en la tabla 15.

GRUPO	A	B	C
Prueba 1	50	30	14
Prueba 2	50	30	14
Prueba 3	50	14	14
Prueba 4	50	14	14
Prueba 5	50	14	14
Prueba 6	50	14	14
Prueba 7	50	30	14
Prueba 8	50	30	14



Prueba 9	50	14	14
Prueba 10	50	30	14
Prueba 11	50	14	14
Prueba 12	30	30	14
Prueba 13	50	30	14
Prueba 14	50	30	14
Prueba 15	50	30	14
Prueba 16	50	30	14
Prueba 17	50	30	14
Prueba 18	-	30	14
Prueba 19	-	30	14
Prueba 20	-	14	30
Prueba 21	-	-	14
Prueba 22	-	-	14
Prueba 23	-	-	14
Prueba 24	-	-	14
Prueba 25	-	-	14
Prueba 26	-	-	14
Prueba 27	-	-	14
Prueba 28	-	-	14
Prueba 29	-	-	14
Prueba 30	-	-	14
MEDIA	48,75 μ	24,4 μ	14,55 μ

Tabla 14. Resultados totales de los 3 grupos

GRUPO	A	B	C
Media de umbral mínimo detectado	48,75 μ	24,4 μ	14,5 μ

Tabla 15. Resultados de valor de medio de umbral mínimo

- COMPARATIVA DE LAS VARIABLES PARAMÉTRICAS Y NO PARAMÉTRICAS

En este apartado, se analiza mediante el método T de student y la U de Man Whitney, la influencia que presentan las variables edad, sexo y tiempo de carga protésica, en la sensibilidad táctil. La significancia (p-valor) considerada en el análisis estadístico de los resultados es del 0,05. En las tablas 16, 17 y 18 aparecen reflejados los resultados del análisis estadístico. Es posible comprobar como el p-valor, para todas las variables, es bastante mayor de 0,05. Concretamente para el grupo A, los valores para la edad y tiempo de carga protésica presentan un valor de 0,451 y 0,541, respectivamente, como se puede observar en la tabla 16. Los resultados del análisis en el grupo B son similares, y aparecen representados en la tabla 17; con unos p-valor muy altos, de 0,527 para la variable edad y de 0,648 para la variable tiempo con prótesis. En el grupo C, los p-valor superan también la significancia marcada, con un 0,34 de valor para la variable edad y un 0,169 para la variable tiempo con prótesis. Estos datos pueden visualizarse en la tabla 18.



- GRUPO A

	GLOBAL		HOMBRE		MUJER		
	Media ± DS	Mediana (R)	Media ± DS	Mediana (R)	Media ± DS	Mediana (R)	P-VALOR
Edad	77,59 ± 10,98	79 (58-95)	75.38 ± 12.33	75.50 (58-95)	79.56 ± 9.94	79 (66-92)	0.451
Tiempo	2.24 ± 2.71	2 (0-10)	2.25 ± 3.41	1 (0-10)	2,22 ± 2,11	2 (0-7)	0,541

Tabla 16. Estadística del grupo A

DS: Desviación Estándar

RI: Rango Intercuartílico

- GRUPO B

	GLOBAL		HOMBRE		MUJER		
	Media \pm DS	Mediana (R)	Media \pm DS	Mediana (R)	Media \pm DS	Mediana (R)	p- VALOR
Edad	59.20 \pm 7.0 9	58 (45-72)	5.80 \pm 4.20	55 (53- 70)	59.80 \pm 7.21	61 (45-72)	0.527
Tiempo	6.05 \pm 4.58	5 (0-15)	6.80 \pm 6.10	5 (0-13)	5.80 \pm 4.20	5 (0-15)	0.684

Tabla 17. Estadística del grupo B

DS: Desviación Estándar

RI: Rango Intercuartílico

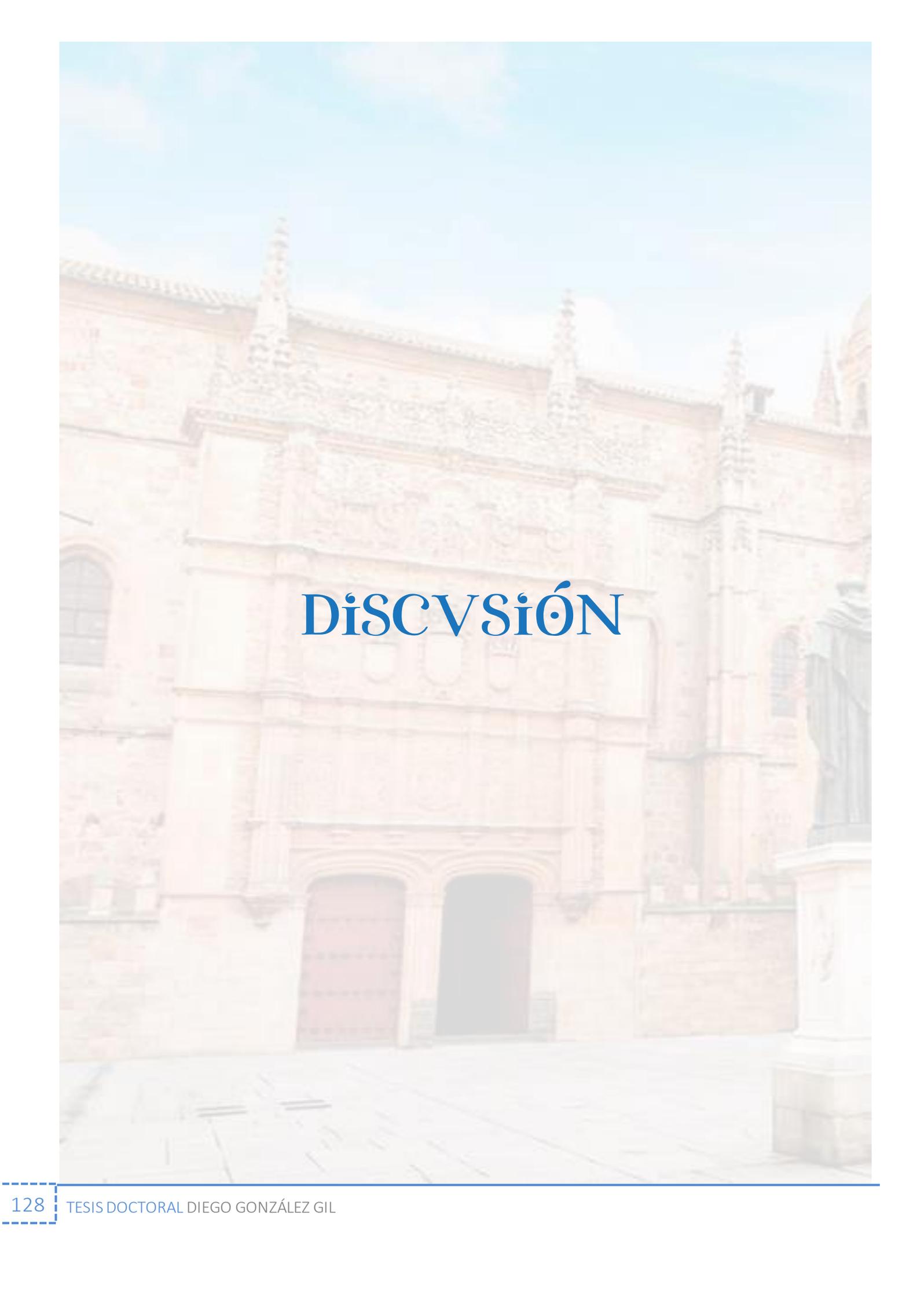
- GRUPO

	GLOBAL		HOMBRE		MUJER		
	Media \pm DS	Mediana (R)	Media \pm DS	Mediana (R)	Media \pm DS	Mediana (R)	p- VALOR
Edad	56.87 \pm 11.74	60.50 (35- 79)	57.40 \pm 7.1 6	55 (53- 70)	59.80 \pm 7.2 1	61 (45-72)	0.340
Tiempo	4.70 \pm 4.46	3 (80-15)	6.80 \pm 6.10	5 (0-15)	5.80 \pm 4.20	5 (0-13)	0.169

Tabla 18. Estadística del grupo C

DS: Desviación Estándar

RI: Rango Intercuartílico



DISCUSIÓN

6. DISCUSIÓN

La sensibilidad táctil y la osteopercepción son dos entidades que tienen una gran importancia dentro del sistema estomatognático a la hora de realizar sus funciones básicas; no obstante, los estudios que investigan ambas son escasos. Este hecho se pone de manifiesto de una forma aún más llamativa cuando hablamos de sensibilidad táctil pasiva. La complejidad para reproducir los estudios psicofísicos en el gabinete dental debido a la necesidad de diseñar sofisticados aparatos que apliquen presiones de distinta intensidad es el principal motivo de su poca cuantía en número. Además, este tipo de presiones no se parecen, generalmente, a las que están acostumbradas a soportar tanto los dientes naturales como las rehabilitaciones protésicas. Únicamente dos estudios psicofísicos (El Sheikh, 2004, Grieznis, 2010) comparan la sensibilidad táctil pasiva en distintas situaciones, aportando cifras numéricas concretas expresadas en Newtons.

El estudio que se llevó a cabo en primer lugar fue el de El-Sheikh en 2004. Los umbrales de sensibilidad táctil pasiva de prótesis implantosoportadas que obtuvo variaron entre los 3,1 y 15,7 Newtons. Además, el valor medio del umbral resultante fue de $10,9 \pm 3,9$ Newtons. El principal inconveniente de esta investigación consistió en que estos resultados no se relacionaron con los valores de umbral de dentición natural; simplemente se compararon los umbrales presentes en distintos grupos de estudio ordenados por edad, género, tiempo de carga, longitud de los implantes y separación entre los mismos. Tras el análisis estadístico se llegó a la conclusión de que estas variables que estudiaban no presentaban ninguna influencia en los valores de umbral de sensibilidad táctil pasiva.

A diferencia del estudio de El Sheik, el otro estudio psicofísico de sensibilidad táctil pasiva (Grieznis, 2010) si evaluó los valores de umbral en la dentición natural y los comparó a los obtenidos en rehabilitaciones implantosoportadas. Sus resultados de umbral mínimo de sensibilidad táctil pasiva en implantes arrojaron una media de 2,5 Newtons con una desviación estándar de 1,39; lo que supone un valor medio muy inferior al obtenido por El Sheikh, concretamente, más de cuatro veces menor. Ante esta gran diferencia, sale a relucir el problema fundamental de estos estudios psicofísicos: la falta de homogeneidad. Esta carencia de un protocolo metodológico unánime produce resultados dispares al evaluar con distintos mecanismos, diferentes grupos de estudio y variables de diversa índole. En mi opinión, considero esencial el crear un protocolo y una metodología que sirvan de referencia para conseguir resultados más fiables.

En lo que respecta a los resultados de sensibilidad táctil pasiva en dientes naturales, los valores de umbral mínimo obtenidos por Grieznis son los siguientes: en dientes naturales no endodonciados, la media fue de 0,72 Newtons con una desviación estándar de 0,49 Newtons; mientras que en dientes endodonciados la media fue de 0,96 Newtons con una desviación estándar de 0,87 Newtons.

Tras el análisis estadístico de los resultados mediante la distribución T-student, fue posible demostrar que existía una diferencia significativa entre los umbrales de implantes y dentición natural, siendo los valores de estos últimos más bajos que los de los implantes. No obstante, las diferencias de valores de umbral para dientes endodonciados y no endodonciados no fue significativa.

La conclusión obtenida en este interesante estudio reflejó que los pacientes tratados con implantes necesitan una fuerza de mayor intensidad para percibir una sensación de contacto que aquellos pacientes que presentan dentición natural. Según los valores de media del umbral, el valor en implantes osteointegrados fue 3,47 veces mayor que en dentición natural, para el grupo de dientes no endodonciados. Al comparar estos valores medios con los del estudio de El Sheikh, es posible comprobar que su valor de umbral en implantes es 4,36 veces mayor que el de Grieznis. Tras comparar, a continuación, el valor medio de implantes de El Sheikh con el valor medio en dientes naturales de Grieznis; el valor medio de umbral que presenta el primero es 9 veces mayor que el segundo, una diferencia bastante más notoria que la que describe Grieznis. La discrepancia vuelve a explicarse por la distinta metodología usada en ambas investigaciones.

Para poner en contexto estos resultados, es necesario comprender cómo funcionan neurofisiológicamente estos estudios. Debido a que estos estudios psicofísicos miden la sensibilidad táctil pasiva; los únicos propioceptores que se activaran mediante la fuerza aplicada por el artilugio de presión son los receptores periodontales, en caso de la dentición natural; y los receptores de los tejidos periimplantarios en las rehabilitaciones con implantes dentales. El resto de receptores que se encuentran en zonas de tejidos más alejados como los músculos de la masticación o la articulación temporomandibular, no se verán activados ante este tipo de estímulos. Esto supone que los receptores de los implantes dentales, que son mucho menos precisos y eficientes a la hora de captar pequeñas fuerzas y cambios de posición que aquellos presentes en el ligamento periodontal de los dientes naturales, tendrán una sensibilidad táctil pasiva mucho más disminuida que la activa, cuando comparemos ambas con la existente en la dentición natural. Esta falta de

apoyo de los receptores propioceptivos adyacentes provoca que las diferencias de valores de umbral sean mucho más manifiestas entre implantes y dientes en la sensibilidad táctil pasiva.

Los estudios psicofísicos de sensibilidad táctil activa son mucho más reproducibles en la clínica dental, más sencillos de realizar y reflejan de una manera más fidedigna las distintas fuerzas que sufren los dientes y las prótesis dentales durante los movimientos mandibulares del sistema masticatorio. Este motivo es la principal justificación a que me decantase por este tipo de estudio mecánico para evaluar las diferencias de sensibilidad táctil en distintas situaciones y descubrir la influencia que produce la osteopercepción en las prótesis implantosoportadas. Los estudios que miden la sensibilidad táctil activa superan en número a aquellos que se centran en la pasiva, no obstante, siguen siendo escasos para explicar detalladamente el fenómeno de la osteopercepción y su comparativa con otras situaciones clínicas.

Los primeros estudios de este estilo datan de principios de los años 90 (Jacobs, 1991,1992; Mericske-Stern, 1994) y ya practicaban una metodología, que, aunque todavía muy simple, serviría de guía para desarrollar el resto de investigaciones que se desarrollaron en los años posteriores. Mediante finas láminas de distintos grosores micrométricos pretendían medir los umbrales mínimos de sensibilidad táctil activa para poder compararlos ante distintas situaciones.

Durante la década posterior, los métodos se perfeccionaron y se añadieron las variables sobre las que investigar tales como los tipos de rehabilitaciones, el estado pulpar de los dientes estudiados, la edad o el género. Sin embargo, la falta de homogeneidad entre los distintos métodos

de cada autor siguió patente al estudiar y comparar los resultados tan variables que obtenía cada uno. Para mi estudio psicofísico, he reunido la metodología de cada uno de ellos, añadiendo todo lo que me parecía más relevante para mejorar la veracidad y utilidad de los resultados del mismo.

A finales de la primera década del nuevo milenio, Enkling publica su primer artículo sobre la medición de sensibilidad táctil activa (Enkling, 2007). Este investigador es de gran importancia en la materia ya que durante los años posteriores publicaría más investigaciones psicofísicas con una metodología y resultados de gran interés.

En este estudio, se incluyeron pacientes con rehabilitaciones implantoportadas en una hemiarcada y dentición natural en la contralateral; para así comparar los valores de la sensibilidad táctil activa en ambas situaciones presentes en la boca de un mismo paciente; y posteriormente extrapolar estos valores al resto de pacientes a estudio. Uno de los datos más curiosos que Enkling obtiene en la investigación es que los valores del umbral de sensibilidad táctil activa difieren más entre distintos pacientes que entre hemiarcadas del mismo paciente. Por otro lado, el valor medio de umbral de sensibilidad táctil activa en el lado rehabilitado con implantes y dientes naturales como antagonistas fue de $16,7 \pm 11,3$ micras; mientras que, en el lado contralateral, donde ocluían únicamente dientes naturales, el valor medio fue de $14,3 \pm 10,6$ micras. Estos resultados suponían que la diferencia intraindividual entre los valores medios era únicamente de $2,4 \pm 9,4$ micras. Tras realizar el análisis estadístico mediante test doble de T-student se llegó a la conclusión de que la sensibilidad táctil de prótesis sobre implantes cuyos antagonistas son dientes naturales; es muy similar a aquella presente en dentición natural con antagonistas naturales.

Tres años después, Enkling (2010) publicó otra investigación que tenía como objetivo analizar la sensibilidad táctil activa de implantes unitarios con dientes naturales como antagonistas; comparando distintos factores que podían influir en el valor medio mínimo de umbral como la edad, el género o las características individuales de cada implante. Los resultados indicaron que la sensibilidad táctil activa en pacientes con implantes unitarios y antagonistas naturales presentaba un umbral medio de $20,2 \pm 10,9$ micras. Este resultado se asemeja a los obtenidos por otros estudios similares y que sostienen que el umbral de sensibilidad táctil de implantes consiste en un valor realmente bajo y muy cercano al que presentan los dientes naturales.

Respecto al resto de parámetros estudiados, no se distinguieron diferencias significativas de sensibilidad táctil activa para los parámetros de edad y género; pero sí que se encontraron diferencias de sensibilidad entre implantes con distintos tratamientos de superficies. Este último dato se tomó como referencia para pensar que la osteopercepción procede fundamentalmente de los receptores que se encuentran en los tejidos periimplantarios.

Por último, este mismo autor publicó en 2012 su último estudio psicofísico (Enkling, 2012) que tenía como principal característica novedosa que, al medir el valor de sensibilidad táctil en dientes naturales que presentaban implantes como agonistas, primeramente, anestesiaba el diente natural antes de medir los umbrales de sensibilidad táctil. Como complemento a esto, se medía también el diente contralateral con antagonista natural, también bajo anestesia. Posteriormente se compararían los valores obtenidos en cada hemiarcada. Con este procedimiento, Enkling pretendía conocer cuánta influencia tenían los receptores periodontales del diente natural antagonista del

implante, en su sensibilidad táctil. Tras el análisis estadístico, el valor de umbral del implante unitario se situó en 20 ± 11 micras. Por otro lado, el valor de umbral en el diente natural contralateral se situó en 16 ± 9 micras. Realizando, a continuación, el test de T-student doble, fue posible observar que la sensibilidad táctil activa de ambos grupos era equivalente. Este hecho supone que la sensibilidad táctil de implantes con antagonistas naturales no se atribuye en exclusiva al diente natural, ya que el implante presenta una capacidad sensitiva propia. Estos resultados concuerdan con las hipótesis actuales que afirman que los implantes osteointegrados presentan sensibilidad en sí mismos, y que es responsable del fenómeno de osteopercepción que permite mejorar los valores de umbral de otro tipo de rehabilitaciones protésicas convencionales.

La mayoría de estudios psicofísicos se centran en la medición y comparación de los valores de sensibilidad en dentición natural y en implantes. Es artículo de Batista (2008) es de los pocos que también investiga la sensibilidad de las prótesis completas mucosoportadas, tan presentes todavía en nuestra práctica odontológica diaria. La particularidad de este tipo de prótesis es la ausencia de receptores periodontales y de propioceptores de los tejidos peri-implantarios. Este hecho provoca que sean los receptores de tejidos adyacentes y que se encuentran más alejados de la zona de actividad de la rehabilitación, los que lleven todo el peso de la sensibilidad táctil. Presumiblemente, este hecho causa que la sensibilidad táctil activa se vea muy disminuida con respecto a la de los otros grupos estudiados, obteniendo unos valores de umbral medio mucho mayores que los de la dentición natural y los implantes.

Los valores medios de umbral en prótesis completas mucosoportadas obtenidos en el estudio de Batista arrojaron una cifra de 92 micras. Es muy fácil comprobar la amplia diferencia que existe entre

este valor y el que presentan el resto de estudios psicofísicos en dientes naturales y prótesis sobre implantes; concretamente más de cuatro veces mayor que en los primeros que he comentado. Curiosamente, se incluyó un grupo en el estudio que estaba formado por portadores de prótesis completas mucosoportadas que presentaban rehabilitaciones implantoportadas como antagonistas. En este grupo, el valor medio de umbral fue de 27 micras, una cifra 3 veces inferior a la anterior. Debido a la situación protésica existente, se puede corroborar que la mejora en la sensibilidad táctil activa de este grupo corresponde, de una manera clara, a los receptores propioceptivos de los tejidos periimplantarios.

Los valores para el resto de grupos estudiados fueron los siguientes: el grupo de pacientes portadores de prótesis implantoportada en ambas arcadas presentó un valor medio de 14 micras; el grupo de pacientes portadores de implantoprótesis con antagonistas naturales presentó un valor de 10 micras; el grupo de pacientes con dentición natural completa obtuvo un valor medio de 10 micras, al igual que el anterior. Estos resultados muestran que no hay diferencias significativas entre la sensibilidad táctil de pacientes con implantoprótesis, cuyos antagonistas fueran dientes naturales o implantoprótesis, y los pacientes con dentición natural sin rehabilitaciones implantoportada. Es preciso subrayar esta consideración ya que es de suma relevancia: los pacientes portadores de prótesis sobre implantes cuyos antagonistas son dientes naturales no presentan una disminución de sensibilidad considerable con respecto a los que presentan toda la dentición natural al completo. Esta circunstancia permite situar a este tipo de rehabilitaciones en un escalón superior que las convencionales al permitir un mayor grado de sensibilidad táctil activa.

Sólo hay otro artículo en la literatura que aporte cifras numéricas del valor medio de umbral en prótesis completas mucosoportadas por lo que los datos existentes sobre los que poder extrapolar un valor medio de sensibilidad táctil activa en este tipo de rehabilitaciones son escasos (Shala, 2017). En este estudio, Shala formó dos grupos de pacientes; un grupo de portadores de prótesis mucosoportadas completamente primerizos, y otro grupo de pacientes con experiencias previas de rehabilitaciones con este tipo de prótesis. El objetivo de esta organización consistía en evaluar si la experiencia previa como portador influía en una mejora de sensibilidad táctil.

Durante 6 meses se realizaron mediciones de la sensibilidad, concretamente una prueba al mes, para ver la evolución que seguían los valores del umbral de sensibilidad. Desde la primera medida hasta la cuarta, estos valores decrecieron hasta quedarse establecidos en las últimas 3 mediciones. Este hecho concluía que la experiencia previa como portadores de prótesis no influía de manera significativa en la sensibilidad táctil activa.

Los valores medios del umbral de la primera medición fueron de 88 micras, descendiendo en las últimas tres mediciones hasta las 36 micras. Unos valores superiores a los que aparecen en implantes dentales y dentición natural. La diferencia con los resultados del estudio de Batista es inmensa, con una variación de 56 micras entre uno y otro. Esta amplia variación se justifica por los protocolos usados en cada estudio, los cuales difieren en gran medida. Aunque establecer la media de un grupo con solo dos cifras numéricas parece inapropiado, no es posible determinar este valor de otra forma. La justificación para tener en cuenta este dato se basa en la necesidad que tuve de encontrar unos valores micrométricos de referencia para empezar mi estudio psicofísico. Es cierto

que es necesario tomar este dato con precaución, pero es un valor que es de gran utilidad como punto de partida para mi investigación.

Durante los últimos años, el número de estudios psicofísicos que medían los valores de sensibilidad táctil activa en implantes para evaluar la influencia de la osteopercepción en estas rehabilitaciones ha aumentado ligeramente. Tras los interesantes estudios de Enkling, Reveredo (2013) publicó un artículo, de una estructura muy parecida a los anteriores, en el que comparaba la sensibilidad táctil activa de implantes unitarios cuyos antagonistas eran dientes naturales, con la existente en una dentición natural completa. Los resultados que obtuvo fueron los siguientes: el valor medio de sensibilidad táctil activa en implantes con antagonistas naturales fue de 24 ± 8 micras; y en dentición natural de 12 ± 4 micras. El valor de umbral en implantes con antagonistas naturales era el doble del valor existente en dientes naturales; no obstante, la diferencia es mínima ya que es de únicamente 12 micras. No se encontraron diferencias significativas de valores de umbral mínimo entre los distintos rangos de edad, ni tampoco entre mujeres y hombres. Por lo general, este tipo de resultados coincide con los que presentan el resto de estudios psicofísicos de características similares.

Ese mismo año se publicó otra investigación psicofísica similar. El estudio de Kazemi (2013) presentaba el mismo objetivo que los de Enkling y el de Reveredo: calcular la diferencia de sensibilidad táctil activa entre implantes y dentición natural. Más concretamente, Kazemi comparó el umbral mínimo medio entre implantes dentales y sus contralaterales naturales mediante el método de detección de finas láminas interoclusales. También comparó la diferencia de valores

entre variables como la edad, el género o las características de cada implante. El valor medio de sensibilidad táctil activa obtenido para implantes dentales fue de $30 \pm 7,55$ micras; mientras que el de dentición natural se situó en $21,4 \pm 6,55$ micras. Ninguna característica propia de cada implante como su forma geométrica o la duración de su carga protésica presentaron diferencias significativas en el valor de umbral mínimo en cada situación. Sin embargo, la edad si presentó diferencias significativas entre los diversos grupos, tanto en implantes como en dientes naturales. El análisis estadístico al que se sometieron los diferentes grupos demostró que el umbral mínimo de sensibilidad aumentaba su valor con la edad, es decir, los pacientes más ancianos presentaban una sensibilidad táctil significativamente peor que la de las personas más jóvenes.

El género también influía en los valores de sensibilidad, pero únicamente en el grupo de pacientes con dentición natural, los valores mínimos en hombres resultaron superiores con respecto a los que presentaban las mujeres. Este hecho supuso que en la comparación de sensibilidad entre dientes e implantes hubiera una diferencia más amplia en el grupo de mujeres que en el de hombres. Finalmente, se llegó a la conclusión de que las diferencias de sensibilidad táctil activa entre implantes y dientes naturales son muy pequeñas, pero significativas.

Varios años después, apareció un nuevo estudio psicofísico (Bakshi 2017) que establecía una comparativa entre la sensibilidad táctil activa de prótesis sobre implantes durante los 6 primeros meses posteriores a su carga protésica y dientes naturales. La particularidad de esta investigación se centraba en estudiar cómo variaba la sensibilidad táctil de los implantes a medida que pasaba el tiempo desde que recibían su carga oclusal. Los pacientes del estudio fueron divididos en dos grupos; uno en el que incluía a portadores de prótesis sobre implantes con dientes naturales como

antagonistas, y otro que estaba formado por portadores de prótesis fija implantosoportada en ambas arcadas. El valor medio para el primer grupo de pacientes, al comienzo del estudio, fue de 53 ± 28 micras, el cual descendió hasta las 30 ± 19 micras, tras llevar los implantes cargados protésicamente durante 6 meses. El valor medio para el grupo de control, los dientes naturales contralaterales, fue de 19 ± 15 micras. Para el segundo grupo; el valor medio de sensibilidad táctil activa del lado de los implantes comenzó siendo de 80 ± 28 micras, que tras los 6 meses de carga protésica descendió hasta las 31 ± 23 micras. El análisis estadístico mediante el test de U de Mann-Whitney, desveló que pasados 6 meses de carga protésica en los implantes con antagonistas naturales, su valor medio de sensibilidad táctil era similar al del lado contralateral. Por otra parte, el análisis también desveló que, para el otro grupo, en el que ambas arcadas estaban rehabilitadas con implantoprótesis, el valor medio de estos implantes era significativamente superior al de los contralaterales naturales. Todos estos resultados conformaron la conclusión de que la sensibilidad táctil activa de los implantes mejora progresivamente tras su carga protésica, y que la sensibilidad táctil de implantes cuyos antagonistas son dientes naturales, es muy similar a aquella presente en la dentición natural.

De entre los estudios psicofísicos más recientes destaca aquel publicado por Neghadari (2019), que también se guió por la metodología que implementó Enkling utilizando los protocolos de detección de láminas interoclusales. Como novedad, Neghadari, incluyó en su grupo de experimentación varias prótesis fijas sobre implantes con 2 pilares y un pónico, para de esta manera ver las diferencias en el umbral de sensibilidad en ambas zonas protésicas. Los tests en pacientes se separaron en 2 intervalos con una diferencia de 1 semana para cada uno. Los resultados

del estudio los divide para cada diente estudiado y para cada pilar y pónico con lo que resultan en 6 valores medios en 2 intervalos, y no expondré todos ellos ya que los que verdaderamente son relevantes para este estudio son los de pilares sobre implantes. La media del umbral mínimo para este intervalo fue de 33,1 micras con una desviación estándar de 5,51 micras. No obstante, es interesante resaltar que el umbral de sensibilidad táctil en la zona del pónico fue mucho mayor, concretamente hasta 10 micras de diferencia, que en la zona de los pónicos. En el grupo de la dentición natural, durante el segundo intervalo, el valor de umbral medio fue de 24,89 micras con una desviación estándar de 5,26 micras. Tras realizar el test de T-student, los resultados revelaron que el único grupo en el que había diferencias significativas en los valores de sensibilidad táctil activa fue en el del pónico de la prótesis sobre implantes respecto a su contralateral natural. Los valores de los pilares de los implantes fueron bastante similares al de la dentición natural. Estos resultados, unidos a los del resto de autores que realizaron estudios similares, llevaron a Negahdari a concluir que la sensibilidad táctil de los implantes es muy cercana a la de la dentición natural, salvo en la zona protésica en la que se encuentra el pónico, donde la sensibilidad táctil está disminuida y presenta un valor de umbral más alto.

A pesar de que los estudios nombrados anteriormente presentan una metodología diferente; he considerado necesario realizar un cálculo de la media de los valores de umbral mínimo de sensibilidad táctil activa y sus diferencias, para obtener unas referencias aproximadas que sirvieran como guía en mi estudio psicofísico. Asumo que estos resultados no son totalmente reproducibles, pero sí útiles como punto de partida para tener una visión global del umbral de sensibilidad táctil activa en implantes y dentición natural. De esta manera, la media del valor de umbral mínimo de sensibilidad táctil activa resultó ser de 23,31 micras; mientras que la cifra resultante en la dentición

natural fue de 16,14 micras. Estos resultados suponen una diferencia de 7,61 micras entre ambos valores, una cantidad realmente baja para los umbrales existentes durante la actividad masticatoria normal.

Una vez comparados los grupos de pacientes con dentición natural y con prótesis sobre implantes, es preciso añadir en la comparativa al grupo de pacientes rehabilitados con prótesis completas mucosoportadas convencionales.

El valor medio de umbral mínimo de sensibilidad táctil activa obtenido en este grupo de pacientes es de 64 micras, y de la misma manera que en los anteriores, sirve como dato orientativo con el que poder guiarme a través del estudio psicofísico.

De acuerdo con los cálculos de las medias, la diferencia entre el umbral de sensibilidad táctil activa entre prótesis completas mucosoportadas e implantes osteointegrados es de 40,69 micras. Este valor es más de cinco veces mayor que la diferencia que existía entre portadores de prótesis sobre implantes y dentición natural; y pone de manifiesto la sensibilidad aumentada de los implantes con respecto a las prótesis completas mucosoportadas. De esta manera, los implantes se reafirman como una mejor solución rehabilitadora que las prótesis mucosoportadas al tener en cuenta la sensibilidad táctil activa mejorada gracias al fenómeno de la osteopercepción.

Con respecto a la comparación de los valores medios de umbral mínimo de sensibilidad táctil activa entre las prótesis completas convencionales y la dentición natural, las diferencias obtenidas

son todavía mucho más grandes. Concretamente existe una diferencia de 47,6 micras de sensibilidad táctil activa entre ambos grupos. Este valor supone que el valor medio de umbral en este tipo de prótesis es casi 4 veces mayor que el presente cuando existe dentición natural. Esta discrepancia tan grande es debida a la falta de receptores periodontales de los dientes naturales y de los receptores de tejidos periimplantarios que son responsables de la osteopercepción. En las prótesis mucosoportadas, toda la información sensitiva va a proceder de receptores propioceptivos en tejidos musculares, mucosos y articulares para poder captar los diferentes estímulos que aparecen durante la actividad masticatoria. (Kumar, 2012).

Los resultados micrométricos comentados con anterioridad justifican la elección de los tamaños de grosores mínimos de las láminas de aluminio empleadas en mi estudio. Las láminas de 14, 30 y 50 micras son muy representativas de los valores que resultaron de la investigación psicofísica llevada a cabo en esta tesis doctoral. El valor medio del umbral mínimo obtenido en el grupo A, formado por portadores de prótesis completa mucosoportada, fue de 48,82 micras. Este valor se encuentra a medio camino entre el que propusieron Batista (2008), 92 micras, y Shala (2017), 36 micras. El umbral mínimo de mi estudio es, por tanto, bastante parecido al que existía en la literatura; siendo, únicamente, 15,18 micras inferior. En mi opinión, esta diferencia es debida a que el valor mostrado por Batista es demasiado alto; con una discrepancia enorme si lo comparamos con el de estudios similares.

De entre todos los pacientes del grupo A, ninguno fue capaz de notar la lámina más fina, de 14 micras; y sólo uno de ellos fue capaz de percibir la lámina intermedia, de 30 micras. Por el contrario, todos los pacientes portadores de prótesis completa fueron capaces de percibir la lámina gruesa de

50 micras. Estas cifras contrastan bastante con las de los otros dos grupos estudiados, y suponen una sensibilidad táctil activa disminuida que repercute negativamente en el funcionamiento del sistema masticatorio durante su actividad normal. Los pacientes que llevan este tipo de prótesis no captan tan bien las diferencias de grosor interoclusal entre ambas arcadas. Por ello, en ocasiones, ejercen una fuerza excesiva con alimentos de gran dureza y esto puede conducir a fracturas de las prótesis que son bastantes comunes en nuestra práctica clínica diaria.

El valor medio de umbral mínimo de sensibilidad táctil activa en el grupo B fue de 24,4 micras, justo la mitad de lo que reflejaba el valor del Grupo A. Una diferencia de más de 24 micras que supone una gran mejora en la sensibilidad táctil de las prótesis implantosoportadas. En el grupo B, todos y cada uno de los pacientes evaluados fueron capaces de detectar fácilmente la lámina de 50 micras, la de mayor grosor. Hubo más disparidad a la hora de detectar los otros dos grosores de láminas. Mientras que un 65% de pacientes del grupo B fueron capaces de notar la lámina fina de 14 micras, solamente un 35% de aquellos pudo percibir la lámina intermedia de 30 micras. Esta propiocepción mejorada con respecto a las prótesis mucosoportadas se explica por la presencia del fenómeno de osteopercepción, en el cual se supone que tienen una presencia importante unos mecanorreceptores presentes en los tejidos periimplantarios. Se piensa que estos receptores pueden provenir de remanentes del ligamento periodontal perdido tras la extracción dental (Wada, 2001), o de fibras neoformadas alrededor del hueso adyacente al implante. Esta teoría es la más aceptada actualmente después de que el estudio de Livia Dos Santos Corpas (2014) demostrara la presencia de fibras tanto mielínicas como amielínicas en el interior de los canales de Havers que rodeaban a las espiras de los implantes. La existencia de estos propioceptores supone una gran

ventaja con respecto a las prótesis mucosoportadas, en las que los únicos receptores que participan en la sensibilidad táctil son los de lugares lejanos a la carga, que hacen que la sensibilidad táctil de estas prótesis se vea perjudicada de una manera importante.

Por último, los resultados del Grupo C, se asemejan mucho a los valores obtenidos en los estudios de sensibilidad táctil activa para dentición natural. El valor medio de umbral que obtuve fue 14,55 micras, con una diferencia de solo 1,6 micras con respecto a los valores de dentición natural en la literatura. Esta cifra resultante es de gran interés ya que demuestra que, aunque el antagonista de un diente natural sea un implante osteointegrado, la sensibilidad táctil no se ve perjudicada ya que los receptores periodontales del diente natural aportan la mayor sensibilidad posible a la actividad masticatoria. Estos receptores periodontales, sumados al fenómeno de osteopercepción hacen que la rehabilitación implantosoportada en presencia de antagonistas de dentición natural, sean una opción de tratamiento ideal para tratar el edentulismo. Los resultados me han mostrado que cuando no hay presencia de ligamento periodontal, el valor medio de umbral aumenta, perjudicando la sensibilidad táctil. Concretamente, si comparamos este valor medio con el de grupo B, es posible comprobar que hay una diferencia de 9,9 micras. A pesar de que son valores un poco alejados, estas cifras son mucho más próximas que las que se pueden observar tras la comparación de valores con el grupo A. Concretamente, el valor medio del grupo C es 34,3 micras menor que el del grupo A, que presenta un valor más de 3 veces mayor. Ante esta situación, si es posible determinar que este tipo de rehabilitaciones mucosoportadas tienen un funcionamiento sensitivo inferior al que existe en presencia de dentición natural o prótesis sobre implantes.

Como he mostrado a lo largo de todo el estudio, el dato que realmente sirve para comparar la sensibilidad táctil en distintas situaciones protésicas es la comparación de los valores medios de umbral mínimo. No es posible realizar una estadística multivariante entre estos tres grupos ya que cada uno tiene pacientes diferentes con rehabilitaciones distintas. Es por ello que, estadísticamente, no podemos considerar un estudio de 67 pacientes sino 3 estudios de 17, 20 y 30 cada uno. Por otro lado, sí que es posible analizar las variables de edad, género y tiempo de uso de la prótesis al poder cruzar todos los datos entre los tres grupos sin problema. De estos últimos resultados será posible obtener la influencia que tienen estas variables en la existencia de un valor de umbral de sensibilidad táctil activa mayor o menor.

En el grupo A solo se incluyen pacientes edéntulos portadores de prótesis completas, por lo que no tenemos ningún implante osteointegrado o diente natural sobre el que poder medir. Lo mismo sucede con los otros dos grupos. En la combinación de pacientes, no van a coincidir las 3 situaciones protésicas en ningún caso. Una especial dificultad con la que me he encontrado durante el estudio psicofísico es la escasez de pacientes edéntulos totales y rehabilitados con prótesis completas mucosoportadas. Cada vez se ha impuesto más la opción implantosoportada para rehabilitar el edentulismo, y esto se ha puesto de manifiesto a la hora de encontrar pacientes con estas características. Otra complicación para encontrar pacientes del grupo A fue que los portadores de este tipo de prótesis suelen ser personas muy mayores y, en ocasiones, con incapacidades psíquicas. Esto disminuía aún más la cantidad de pacientes, ya que algunos no entendían bien el protocolo psicofísico y no sabían ejecutar los pasos necesarios para realizar las mediciones de la sensibilidad táctil activa.

Tanto en este grupo como en los otros dos, con portadores de prótesis sobre implantes, también se ha dejado de incluir en el estudio a muchos pacientes que cumplían las características necesarias en cuanto al tipo de prótesis que llevaban; pero que sus prótesis estaban desadaptadas o no presentaban una oclusión adecuada. Para poder obtener un resultado fiel y reproducible, es condición indispensable una correcta oclusión y ajuste de las prótesis. Todos los pacientes que presentaron anoclusión, mal diseño, o movilidad de las prótesis fueron apartados de la investigación.

De los 70 pacientes iniciales del estudio, se excluyeron tres por no cumplir adecuadamente la prueba del placebo. Esta prueba sirve para asegurarse de que el paciente no nos engaña con sus respuestas y que no responde de una manera aleatoria. Mediante este placebo, usado por la mayoría de investigadores de sensibilidad táctil, es posible eliminar datos incorrectos que puedan falsear nuestros resultados finales. El procedimiento para llevar a cabo el placebo consiste en alternar la introducción de las distintas láminas metálicas con la introducción de la pinza Miller sin ninguna lámina sujeta. Es fundamental introducir la pinza Miller para que el paciente no tenga percepción de la posibilidad de que haya una lámina en su interior. Si más de la mitad de las respuestas del placebo son afirmativas, es decir, que notan una lámina interoclusalmente cuando no la hay, se rechazarán sus datos y no podrán entrar en el estudio. Es lo que sucedió con los tres pacientes excluidos, cuyos datos de sensibilidad táctil no eran fiables y no los tuve en cuenta. Por tanto, el estudio contó definitivamente con 67 pacientes.

Uno de los aspectos más importantes a dilucidar con respecto al estudio de los valores mínimos de umbral, es si las variables de edad, género o tiempo de uso de la prótesis tienen alguna influencia

en que la sensibilidad táctil este aumentada o disminuida en cada caso. En los pocos estudios que hay en la literatura que midan estas variables hay poco consenso; ya que algunos autores defienden que estas variables no se relacionan para nada con los valores medios de umbral (Enkling, 2010), mientras otros afirman lo contrario (Kazemi, 2013). Para Kazemi, la edad tenía una influencia en la sensibilidad táctil ya que con la edad se iba perdiendo su efectividad y los valores de umbral medio resultaban mayores; y que, además, los valores de las mujeres también eran más pequeños que los de los hombres.

En mi estudio psicofísico, los resultados concuerdan con los que expuso Enkling, ya que, para ninguno de los tres grupos estudiados, el valor medio de umbral mínimo presentaba diferencias significativas en cada una de las variables evaluadas. De entre las tres variables estudiadas, una de ellas es cualitativa de carácter nominal; mientras que las otras dos son cuantitativas de carácter ordinal. Mediante la prueba de T de Student y la prueba de U de Mann Whitney he realizado una comparativa de las variables paramétricas y no paramétricas. Además de esto, se ha llevado a cabo también, la estadística descriptiva de cada grupo mediante gráficas de sectores para completar la información obtenida en cada caso.

En el grupo A, la distribución de los pacientes según el género ha sido la siguiente: el grupo estaba formado por un 52,9% de mujeres y por un 47,1% de hombres. Esto supone que el género del grupo A está muy equilibrado. Para evaluar la edad, consideré necesario dividir a los pacientes en 5 grupos de edades comprendidas entre intervalos de edad de 10 años: 50-60 años; 60-70 años; 70-80 años; 80-90 años; 90-99 años. La distribución por grupos de edades fue la siguiente: el grupo más

numeroso fue el de 70 a 80 años (35%), seguido de cerca por los grupos de 80-90 años y 60-70 años, con unos porcentajes de 24% y 23%, respectivamente. A continuación, el grupo de edad de 90 a 99 años tuvo un porcentaje del 12 %; y, por último, el grupo de edad de entre 50 y 60 años solo tuvo una representación del 6%.

Con el fin de entender mejor cómo varían los valores de sensibilidad táctil activa a lo largo del tiempo, también considero relevante estudiar la variable de tiempo que lleva cada paciente portando la prótesis. Para facilitar la estadística descriptiva de esta variable, he decidido dividir a los pacientes en 2 grupos; uno formado por los pacientes que llevan menos de 5 años con la prótesis en boca, y otro grupo que lo forman los que llevan más de 5 años como portadores. Es curioso observar como la mayor parte de los pacientes eran portadores muy recientes, concretamente el 88,2% mientras que solo el 11,8 % llevaban prótesis desde hace más de un lustro. A pesar de que hoy día hay opciones rehabilitadoras con resultados superiores, como los implantes dentales, todavía muchos pacientes eligen las prótesis completas convencionales. Este hecho lo relaciono directamente con los problemas económicos actuales, ya que la totalidad de pacientes de este estudio presentan un nivel socioeconómico bajo.

Con respecto al análisis de la estadística descriptiva del grupo B, es preciso destacar que los resultados varían con respecto a los del grupo A. Mientras que en el grupo A la distribución de los pacientes según el género estaba muy igualada con un ligero predominio de mujeres; en el Grupo B la diferencia es muy grande, y favorable en número al grupo masculino. El porcentaje de mujeres en el grupo B es de un 25% mientras que el de hombres es de un 75%. La distribución de pacientes en el grupo B según los grupos de edad quedó repartida de esta manera: el grupo más numeroso

fue el de 50 a 60 años (50%), seguido de cerca por el grupo de edad de entre 60 y 70 años, con un porcentaje del 40%. Los dos grupos con menor representación fueron los de 40-50 años y los de 70-80 años, con unos porcentajes del 5% en ambos casos. Justo coincide que los grupos con menores porcentajes son los de los extremos, con los pacientes más jóvenes, que presentan menor prevalencia de edentulismo; y el grupo de pacientes más mayores, que muchas veces se decantan por tratamientos menos invasivos como son las prótesis parciales o completas removibles. Tras analizar la distribución de los pacientes según el tiempo que llevan portando la prótesis, he podido observar que, en el grupo B, presenta unas diferencias mucho menores que en el A. Un 60% de los pacientes llevan portando la prótesis durante más de 5 años, mientras que un 40% la llevan desde hace menos de 5 años.

El grupo C presenta una estadística descriptiva a medio camino entre los resultados del grupo A y el B. Respecto a la distribución de los pacientes según el género, en este grupo también hay una mayoría de hombres (60%) comparada con el número de mujeres (40%); no obstante, no hay tanta diferencia de cantidades como en el grupo B.

En el grupo C, hay un mayor número de grupos de edades, esto se explica debido a que el edentulismo parcial unitario es mucho más común en todas las edades. Es por este motivo que hay pacientes más jóvenes y existe el grupo de edad entre 30 y 40 años; en el que es posible encontrar implantes unitarios coexistiendo con dentición natural en la misma arcada y en la opuesta. Los resultados del análisis de distribución de pacientes según los grupos de edad fueron los siguientes: El grupo más numeroso de edad fue el comprendido entre los 60 y los 70 años con un porcentaje

del 40%. El segundo grupo de edad con mayor representación fue el de 40 a 50 años con un 23%, seguido de cerca por el grupo de edad de 50 a 60 años con un porcentaje del 17%. Los dos grupos con menor representación fueron, al igual que en el grupo B, los de los extremos, los más jóvenes de entre 30 y 40 años, y los más viejos de entre 70 y 80 años. Ambos grupos estuvieron representados por un 10% del total, para ambos grupos. Para este grupo, la distribución de pacientes según el tiempo que llevan con la prótesis en boca es la misma que existía para el grupo B. También predominaban los pacientes con más de 5 años con los implantes cargados (60%), siendo inferior el número de portadores más recientes al lustro de carga (40%). De todas formas, a diferencia de lo que sucedía en el grupo A, las diferencias entre los grupos B y C con respecto al tiempo de carga protésica son muy ligeras.

Como se explicó anteriormente, las características que presenta el estudio; concretamente, la variable del umbral mínimo detectado y el tamaño de la muestra, complican la realización de la estadística multivariante. El dato que realmente nos sirve en la comparación de los umbrales de sensibilidad táctil es la media del valor de cada grupo de estudio. De hecho, es el valor en el que se fijan todos los estudios psicofísicos que miden la sensibilidad táctil activa y pasiva en la literatura. La estadística descriptiva reflejó que el valor de la media de umbral del grupo A fue de $48,75 \mu$, presentando una desviación estándar de 5μ y un error típico de $1,25 \mu$. El valor de la mediana y la moda fue el mismo: 50μ . El de varianza de la muestra fue 25μ y el de curtosis fue de 16μ .

Los valores estadísticos para el grupo B fueron los siguientes: el valor de la media de umbral fue de $24,4 \mu$, mostrando una desviación estándar de $7,83 \mu$ y un error típico de $1,75 \mu$. La mediana y la

moda presentaron el mismo valor, en concreto 30 μ . El valor de varianza correspondió con 61,3 μ y el de curtosis fue de -1,71 μ .

Por último, los valores asociados al grupo C fueron los que siguen a continuación: el valor de la media de umbral mínimo fue de 14,55 μ , existiendo una desviación estándar de 2,97 μ y un error típico de 0,55 μ . La mediana y la moda fueron ambas de 14 μ ; mientras que la varianza fue de 8,83 μ y la curtosis de 29.

La comparativa de todos estos valores medios en cada grupo pone de manifiesto que el tipo de situación protésica que presenta cada paciente, influye en gran medida en el umbral mínimo de sensibilidad táctil. El tipo de rehabilitación protésica que lleva cada portador va a determinar que posea una sensibilidad táctil aumentada o disminuida. Este hecho se va a fundamentar en el tipo de receptores propioceptivos que van a ser estimulados por cada tipo de prótesis durante la masticación. Aquellos pacientes que estén rehabilitados con implantes osteointegrados van a poseer un valor de umbral más pequeño que los portadores de prótesis completas convencionales mucosoportadas. Además, su valor va a ser muy cercano al de la dentición natural, sobre todo cuando los antagonistas de la rehabilitación implantosoportada sean dientes naturales. De esta manera, es posible afirmar que las prótesis implantosoportadas son más eficientes a la hora de rehabilitar el edentulismo que las prótesis completas convencionales, que presentan una sensibilidad táctil disminuida.

Por último, es necesario comprobar de qué manera influye la edad que tiene el paciente, su género, o el tiempo que llevan con prótesis, en la existencia de un valor de umbral mínimo mayor o menor. Para ello, y valiéndome de los análisis paramétricos y no paramétricos mediante el test de T de student, y el de U de Mann Whitney; he realizado una comparativa que relaciona este valor medio de umbral con cada una de estas tres variables. Se dividió a los 3 grupos en dos categorías dependiendo del género, y se calculó su relación respecto a la edad y el tiempo que llevaban con prótesis.

En el grupo A, hubo una media de edad de 77,59 años con una desviación estándar de 10,98; y una media de tiempo con prótesis de 2,24 años con una desviación estándar de 2,71. Las medianas correspondientes para cada valor fueron de 79 años de edad, y 2 años con la prótesis, respectivamente. Tras realizar el análisis estadístico de estas variables con respecto al valor medio de umbral; los valores de significancia fueron los siguientes: p-valor de 0,451 para la variable edad, y p-valor de 0,541 para el tiempo con prótesis. Este valor p está muy por encima de la significancia de 0,05 establecida para este tipo de análisis. De esta manera, en el grupo A, las variables estudiadas no influyen en la existencia de una sensibilidad táctil aumentada o disminuida en los pacientes estudiados. Ni la edad, ni el género ni el tiempo con prótesis van a influir en que haya un umbral mínimo mayor o menos; lo que de verdad afecta a la sensibilidad táctil activa de cada paciente es el tipo de prótesis que portan y los receptores propioceptivos que se ven estimulados durante la actividad masticatoria.

Los resultados estadísticos obtenidos en el grupo B arrojan las mismas conclusiones. La media de edad de los pacientes es de 59,2 años con una desviación estándar de 7,09 años; mientras que la

media de tiempo con prótesis es de 6,05 años con una desviación estándar de 4,58. Las medianas tienen unos valores de 58 y 5 años, respectivamente. En este grupo, los pacientes son más jóvenes que en el grupo A, y llevan más tiempo portando su prótesis implantosoportada. El p-valor de las variables medidas en los pacientes de este grupo, también superan con holgura el valor mínimo de significancia de 0,05. El p-valor en la variable edad fue de 0,527, y en la variable tiempo con prótesis fue de 0,648. Estos valores de significancia impiden encontrar una relación entre las variables y el valor de umbral mínimo de sensibilidad táctil. Al igual que en el grupo A, en este grupo lo que determina la existencia de una sensibilidad táctil aumentada o disminuida es el tipo de prótesis que presenta cada paciente y no la edad, el género o el tiempo que lleva la prótesis cargada oclusalmente.

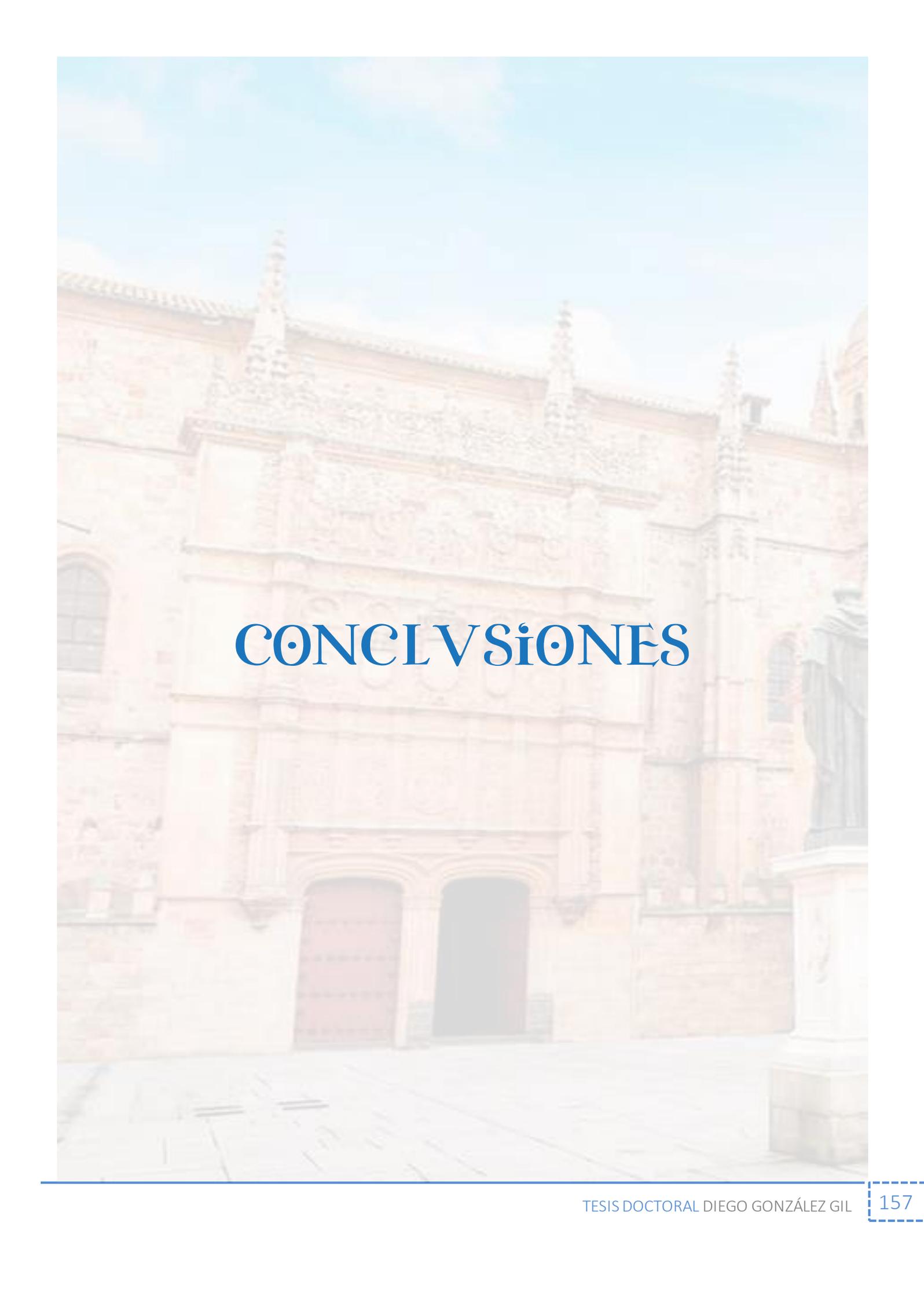
En el grupo C sucede lo mismo, para estas 3 variables, que en los otros dos grupos. El valor medio de la edad es de 56,87 años con una desviación estándar de 11,74 años. En este grupo, existe mayor variabilidad de edad ya que los implantes unitarios que coexisten con la dentición natural, es mucho más común en gente más joven que la situación protésica de los otros dos grupos. La media de tiempo con prótesis que llevan los pacientes del grupo C es de 4,7 años; siendo la desviación estándar de 4,46 años. En lo que respecta al valor-p, en este caso también hay que rechazar la significancia del mismo ya que su valor es de 0,34 para la edad, y de 0,169 para el tiempo con prótesis. Por tanto, en los pacientes del grupo C, la edad, el género o el tiempo con prótesis tampoco influyen en los resultados de valor medio de umbral mínimo de sensibilidad táctil activa.

Tras el análisis pormenorizado de todos los resultados de esta investigación psicofísica es posible obtener unos valores de media de umbral mínimo de sensibilidad táctil muy similares a los que se encuentran en la literatura. La homogeneización de los protocolos permite que estos resultados sean predecibles y complementarios con los de los estudios predecesores. De esta manera, se puede afirmar que la sensibilidad táctil activa de las rehabilitaciones implantosoportadas está aumentada con respecto a las prótesis completas mucosoportadas. Además, cuando los antagonistas de estas rehabilitaciones sobre implantes son dientes naturales; la sensibilidad táctil existente es muy similar a la presente en ausencia de edentulismo. Por tanto, esta sensibilidad táctil aumentada, hace que las rehabilitaciones implantosoportadas presenten una mejor funcionalidad que las mucosoportadas convencionales y sean un tratamiento más efectivo para la rehabilitación protésica del edentulismo.

Además de esto, los resultados han permitido comprobar la relación que tienen las 3 variables estudiadas con los valores de sensibilidad táctil. Existe controversia en la literatura respecto a este tema ya que algunos autores la afirman, mientras que otros la niegan (Enkling, 2010; Kazemi, 2013). Según los resultados de mi estudio, ninguna de las 3 variables presenta influencia en la sensibilidad táctil de los 3 grupos estudiados. De esta manera, he podido llegar a la conclusión de que el único factor que influye en el valor de umbral mínimo de sensibilidad táctil es el tipo de rehabilitación protésica que lleva cada paciente. Como he valorado anteriormente, el tipo de rehabilitación determina el tipo de receptores propioceptivos que se ven estimulados durante la función masticatoria. Es muy importante recalcarlo ya que es un concepto clave para decidir un tratamiento rehabilitador adecuado y eficiente.

Gracias a la osteopercepción y los receptores de los tejidos periimplantarios que se ven activados en este tipo de rehabilitaciones protésicas, hay un mayor grado de sensibilidad táctil activa en los pacientes portadores de prótesis implantosoportadas. Estos receptores no van a ser tan precisos como aquellos presentes en el ligamento periodontal, pero van a proporcionar una información sensorial más detallada que los receptores de tejidos más lejanos como pueden ser los músculos involucrados en la masticación, las mucosas orales o la articulación temporomandibular.

La edad del paciente, su género o, incluso el tiempo que lleven como portadores de la prótesis, no va a influir en unos resultados de sensibilidad táctil activa mejores o peores. Por lo tanto, no es necesario tener en cuenta estas variables para decantarse por una rehabilitación protésica determinada, que sea capaz de cumplir con la función masticatoria requerida de una manera efectiva.



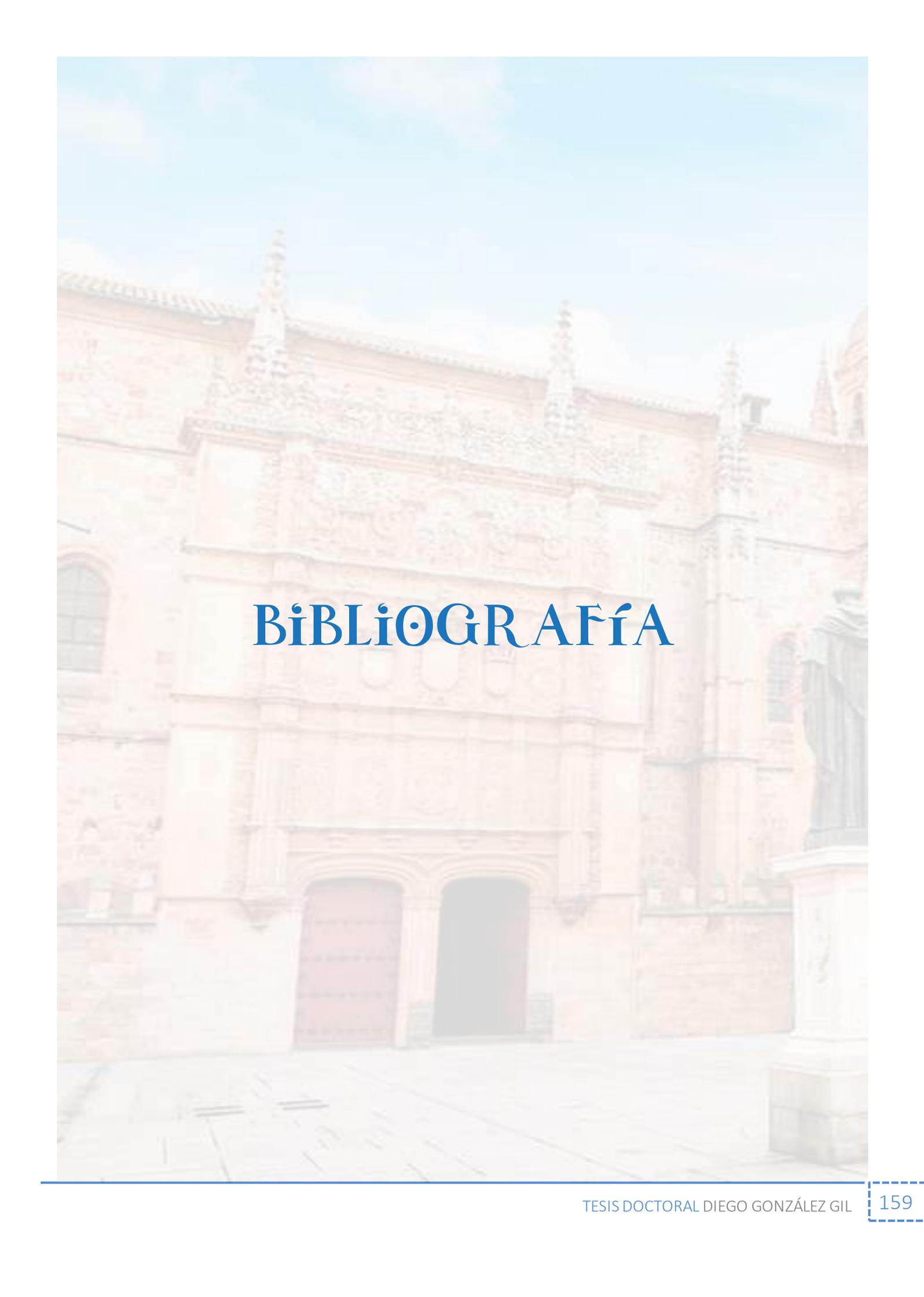
CONCLUSIONES

7. CONCLUSIONES

- Las prótesis implantosoportadas presentan una sensibilidad táctil aumentada con respecto a las prótesis completas mucosoportadas convencionales gracias al fenómeno de la osteopercepción.

- La edad, el género o el tiempo que cada paciente lleva portando la prótesis no tienen ninguna influencia en la existencia de una sensibilidad táctil activa aumentada o disminuida.

- El tipo de receptores propioceptivos que se ven estimulados durante la función masticatoria, que, a su vez, depende del tipo de rehabilitación protésica presente, es el determinante del valor mayor o menor de sensibilidad que presenta el paciente.



BIBLIografía

Abarca, M., Van Steenberghe, D., Malevez, C., Jacobs, R., 2006. The neurophysiology of osseointegrated oral implants. A clinically underestimated aspect. *J Oral Rehab.* 33:161-169

Agrawal, K.K., Tripathi, A., Chand, P., Singh, R.D., Rao, J., Singh, B.P., 2011. A study to evaluate the effect of oral stereognosis in acceptance of fixed prosthesis. *Indian J. Dent. Res.* 22(4):611

Ahn, D.K. et al., 2012. Functional Properties of Tooth Pulp Neurons Responding to Thermal Stimulation. *J Dent Res* 91(4):401-06

Aita, M., Kawano, Y., Maeda, T., 2006. Expression of GDNF and its receptors in the periodontal mechanoreceptor. *Neurosci Lett.* 400(1-2):25-29.

Anastacio, T.H., de Moraes, N.B., de Moraes, E.J., Quinelato, V., Calasans-Maia, J.A., Martins, C.C., Aguiar, T., Machado, A.N., Casado, P.L., 2021. Analysis of Active Oral Tactile Sensitivity in Individuals with Complete Natural Dentition. *J Contemp Dent Pract.* 22 (3):268-272.

Appiani, M., Rabitti, N.S., Methven, L., Cattaneo, C., Laureati, M., 2020. Assessment of Lingual Tactile Sensitivity in Children and Adults: Methodological Suitability and Challenges. *Foods.* 9(11):1594

Avivi-Arber, L., Lee, J.C., Sessle, B.J., 2010. Effects of incisor extraction on jaw and tongue motor representations within face sensorimotor cortex of adult rats. *J Comp Neurol.* 518(7):1030-1045.

Bakshi, P.V., Thakur, S., Kulkarni, S., 2017. Perception by Osseointegrated Dental Implants Supporting a Fixed Prosthesis: A Prospective Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 32(6):1346-1350

Bangcuyo, R.G., Simons, C.T., 2017. Lingual tactile sensitivity: effect of age group, sex, and fungiform papillae density. *Exp Brain Res*. 235(9):2679-2688.

Bhattacharjee, B., Saneja, R. Bhatnagar, A, 2021. Effect of complete dentures on oral stereognostic ability in edentulous patients: A systematic review. *J. Indian. Prosthodont. Soc*. 21 (2):109-115

Batista, M., Bonachela, W., Soares, J., 2008. Progressive recovery of osseoperception as a function of the combination of implant-supported prostheses. *Clin Oral Implants Res*. 19:565-569

Bhandari, A., Hedge, C., Prasad, K., 2010. Relation between oral stereognosis and masticatory efficiency in complete denture wearers: an in vivo study. *Braz J Oral Sci*. 9(3): 358-361

Bhatnagar, V.M., Karani, J.T., Khanna, A., Badwaik, P., Pai, A., 2015. Osseoperception: An Implant Mediated Sensory Motor Control- A Review. *J Clin Diagn Res*. 9(9):18-20.

Bogdanov, V., Reinhard, J., McGlone, F., Haehner, A., Simons, C.T., Hummel, T., 2021. Oral Somatosensory Sensitivity in Patients With Taste Disturbance. *Laryngoscope*. 131(11):2572-2577

Bonte, B., Linden, R.W.A., Scott, B.J.J., van Steenberghe, D., 1993. Role of periodontal mechanoreceptors in evoking reflexes in the jaw-closing muscles of the cat. *J Physiol.* 465:581-594

Boretti, G., Bickel, M., Geering, A.H., 1995. A review of masticatory ability and efficiency. *J Prosthet Dent.* 74(4):400-403

Calford, M.B., 2005. Degree of adaptability of the somatosensory cortex to change: prospects for integration of bone-mounted dental prostheses. *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 32:115-118

Catania, K.C., Remple, M.S., 2002. Somatosensory cortex dominated by the representation of teeth in the naked mole-rat brain. *Proc Natl Acad Sci U S A.* 99(8):5692-5697.

Chen, K.W., Lin, T.M., Liu, P.R., et al., 2013. An analysis of the implant-supported overdenture in the edentulous mandible. *J Oral Rehabil.* 40:43-50

Choi, B.H., 2000. Periodontal ligament formation around titanium implants using cultured periodontal ligament cells: a pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 15:193-196

Clemente, F., Håkansson, B., Cipriani, C., Wessberg, J., Kulbacka-Ortiz, K., Brånemark, R., Fredén Jansson, K.J., Ortiz-Catalan, M., 2017. Touch and Hearing Mediate Osseoperception. *Sci Rep.* 28 (7):45363.

Dalaya, M.V., 2014. A study of oral stereognostic proficiency in dentulous and edentulous persons. *J Clin Dian Res.* 8(5):1-6

Dos Santos Corpas, L., Lambrichts, I., Quiryne, M., Collaert, B., Politis, C., Vrielinck, L., et al., 2014. Peri-implant bone innervation: histological findings in humans. *Eur J Oral Implantol.* 7(3):283-292

Disbrow, E.A., Hinkley, L.B., Roberts, T.P., 2003. Ipsilateral representation of oral structures in human anterior parietal somatosensory cortex and integration of inputs across the midline. *J Comp Neurol.* 467(4):487-495

El-Sheikh, A.M., Hobkirk, J.A., Howell P.G.T., Gilthorpe, M.S., 2004. Passive tactile sensibility in edentulous subjects treated with dental implants: A pilot study. *J Prosthet Dent.* 91:(1):26-32

Enkling, N., Nicolay, C., Utz, K.H., Jhren, P., Wahl, G., Mericske-Stern, R., 2007. Tactile sensibility of single-tooth implants and natural teeth. *Clin Oral Impl Res.* 18: 231-233

Enkling, N., Utz, K.H., Bayer, S., Stern, R.M., 2010. Osseoperception: active tactile sensibility of osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 25(6):1159-1167

Enkling, N., Nicolay, C., Bayer, S., Mericske-Stern, R., Utz, K.H., 2010. Investigating interocclusal perception in tactile teeth sensibility using symmetric and asymmetric analysis. *Clin Oral Invest.* 14:683-690.

Enkling, N., Heussner, S., Nicolay, C., Bayer, S., Mericske-Stern R., Utz K.H., 2012. Tactile sensibility of single-tooth implants and natural teeth under local anesthesia of the natural antagonistic teeth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 14(2):273-80

Ettlin, D.A., Brügger, M., Keller, T., Luechinger, R., Jäncke, L., Palla, S., Barlow, A., Gallo, L.M., Lutz, K., 2009. Interindividual differences in the perception of dental stimulation and related brain activity. *Eur J Oral Sci.* 117(1):27-33.

Fayad, M.I., Alruwaili, H.H.T., Khan, M.S., Baig, M.N., 2018. Bite Force Evaluation in Complete Denture Wearer with Different Denture Base Materials: A Randomized Controlled Clinical Trial. *J Int Soc Prev Community Dent.* 8(5):416-419.

Flanagan, D. 2017. Bite force and dental implant treatment: a short review. *Med Devices.* 10:141-148

Fujii, N., Ohnishi, H., Shirakura, M., Nomura, S., Ohshima, H., Maeda, T., 2003. Regeneration of nerve fibers in the peri-implant epithelium incident to implantation in the rat maxilla as demonstrated by immunochemistry for proteine gene product 9.5 (PGP9.5) and calcitonin gene-related peptide (CGRP). *Clin Oral Implants Res.* 14:240-247

Fujii, R., Takahashi, T., Toyomra, A., Miyamoto, T., Ueno, T., Yokoyama, A., 2011. Comparision of cerebral activation involved in oral and manual stereognosis. *J. Clin. Neurosci.* 18(11): 1520-1523.

García Barbero, J., 2015. Patología y terapéutica dental. Elsevier 2 éd. Barcelona, España.

Capítulo 2 págs 22-23

Guest, S., Essick, G.K., Mehrabyan, A., Dessirier, J.M., McGlone, F., 2014. Effect of hydration on the tactile and thermal sensitivity of the lip. *Physiol Behav.* 123:127-135.

González-Gil, D., Dib-Zaitum, A., Flores-Fraile, J., López-Marcos, J., 2022. Importance of osseoperception and tactile sensibility during masticatory function in different prosthetic rehabilitations: A review. *Medicina (Kaunas).* 58(1): 92

Grieznis, L., Apse, P., Blumfelds, L., 2010. Passive tactile sensibility of teeth and osseointegrated dental implants in the maxilla. *Stomatologija.* 12(3):80-86.

Gulati, M., Anand, V., Govila, V., Jain, N., Rastogi, P., Bahuguna, R., Anand, B., 2014. Periodontio-integrated implants: A revolutionary concept. *Dent Res J.* 11(2): 154-162

Guyton, A., Hall, J., 2008 *Tratado de Fisiología médica.* Elsevier 11 éd. Barcelona, España. Capítulo 46 págs. 572-583

Habre-Hallage, P., Hermoye, L., Gradkowski, W., Jacobs, R., Reychler, H., Grandin, C.B., 2010. A manually controlled new device for punctuate mechanical stimulation of teeth during functional magnetic resonance imaging studies. *J Clin Periodontol.* 37:863-872

Habre-Hallage, P., Dricot, L., Jacobs, R., van Steenberghe, D., Reychler, H., Grandin, C.B., 2012. Brain plasticity and cortical correlates of osseoperception revealed by punctate mechanical stimulation of osseointegrated oral implants during fMRI. *Eur. J. Oral. Implantol.* 5(2), 175-190

Habre-Hallage, P., Dricot, L., Hermoye, L., Reychler, H., van Steenberghe, D., Jacobs, R., Grandin, C.B., 2014. Cortical activation resulting from the stimulation of periodontal mechanoreceptors measured by functional magnetic resonance imaging (fMRI). *Clin Oral Investig.* 18(8):1949-1961

Haggard, P., de Boer, L., 2014 Oral Somatosensory awareness. *Neurosci Biobehav Rev.* 47:469-484

Henry, E.C., Marasco, P.D., Catania, K.C., 2005. Plasticity of the cortical dentition representation after tooth extraction in naked mole-rats. *J Comp Neurol.* 485:64-74

Higaki, N., Goto, T., Ishida, Y., Watanabe, M., Tomotake, Y., Ichikawa, T., 2013. Do sensation differences exist between dental implants and natural teeth?: a meta-analysis. *Clin Oral Impl Res.* 25:1307-1310

Hihara, H., Kanetaka, H., Kanno, A., Shimada, E., Koeda, S., Kawashima, R., Nakasato, N., Sasaki, K., 2020. Somatosensory evoked magnetic fields of periodontal mechanoreceptors. *Heliyon.* 6(1): e03244

Hoshino, N., Harada, F., Alkhamrah, B.A., Aita, M., Kawano, Y., Hanada, K., Maeda, T., 2003. Involvement of brain-derived neurotrophic factor (BDNF) in the development of periodontal Ruffini endings. *Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol.* 274 (1):807-816.

Huang, Y., Corpas, L.S., Martens, W., Jacobs, R., Lambrichts, I., 2011. Histomorphological study of myelinated nerve fibers in the periodontal ligament of human canine. *Acta Odontologica Scandinavica.* 69(5):279-286

Ikbal, L.K., Kilic, K., Eraslan, R., Unlu, D., Caliskan, A., Kesim, B., Eitner, S., 2017. Evaluation of oral stereognosis in relation to tactile ability and patient satisfaction. *J Oral Implantol.* 43(6):468-475

Itoh, S., Nishiura, H., Tabata, T., Watanabe, M., 2002. Correlations between response properties of periodontal mechanosensitive neurones in the primary somatosensory cortex of the rabbit and cortically induced rhythmical jaw movements. *Arch Oral Biol.* 47(6):481-490.

Jacobs, R., van Steenberghe, D., 1991. Comparative evaluation of the oral tactile function by means of teeth or implant-supported prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2(2):75-80.

Jacobs, R., Schotte, A., van Steenberghe, D., 1992. Influence of temperature and foil hardness on interocclusal tactile threshold. *J Periodontal Res.* 27(6):581-587

Jacobs, R., Wu, C.H., Goosens, K., De Laat, A., Van Loven, K., Antonis, Y. Lambrechts, P., van Steenberghe D., 2002. A case-control study on the psychophysical and psychological characteristics of the phantom tooth phenomenon. *Clin Oral Investig.* 6:58-64

Jacobs, R., van Steenberghe, D., 2006. From osseoperception to implant-mediated sensory-motor interactions and related clinical implications. *J Oral Rehabil.* 33(4):282-292.

Jahangiri L, Hessamfar R, Ricci JL: Partial generation of periodontal ligament on endosseous dental implants in dogs. *Clin Oral Implants Res* 2005; 16:396-401

Johnsen, S.E., Trulsson, M., 2002. Receptive field properties of human periodontal afferents responding to loading of premolar and molar teeth. *J Neurophysiol.* 89:1478-1487

Kavita, K., Iqbal, M.A., Singh, R., Singh, S., Nazeer, J., Singh, R., 2020. Factors affecting patient satisfaction among patients undergone removable prosthodontic rehabilitation. *J Family Med Prim Care.* 9(7):3544-3548

Kazemi, M., Geramipanah, F., Negahdari, R., Rakhshan, V., 2014. Active tactile sensibility of single-tooth implants versus natural dentition: a split-mouth double-blind randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 16(6):947-55.

Klineberg, I., Murray, G., 1999. Osseoperception: sensory function and proprioception. *Adv Dent Res.* 13: 120-129

Klineberg, I., 2005. Introduction: from osseointegration to osseoperception. The functional traslation. Clin Exp Pharmacol P. 32:97-99

Klineberg, I., Calford, M.B., Dreher, B., Henry, P., Macefield, V., Miles, T., Rowe, M., Sessle, B., Trulsson, M., 2005. A consensus statement on osseoperception. Clin Exp Pharmacol P. 32:145-146.

Knecht S, Ringelstein EB: Neuronal plasticity exemplified by the somatosensory system. Nervenarzt 1999;70:889-898

Koyano, K., Esaki, D., 2015. Occlusion on oral implants: current clinical guidelines . J Oral Rehabil. 42(2):153-161

Kubo, K. et al., 2008. Cortical representation area of human dental pulp. J Dent Res. 87(4):358-362

Kumar, L., Singh, B.P., Rao, J., Singh, K., 2012. Osseoperception in implants supported prostheses - A review. J Med Med Sci Res. 1:1-4

Lam Vo, T., Kanazawa, M., Myat Thu, K., Asami, M., Sato, D., Minakuchi, S., 2019. Masticatory function and bite force of mandibular single-implant overdentures and complete dentures: a randomized crossover control study. J Prosthodont Res. 63(4):428-433



Linden, R.W.A., Scott, B.J.J., 1989. Distribution of mesencephalic nucleus and trigeminal ganglion mechano receptors in the periodontal ligament of the cat, *J Physiol.* 410:35-44

Linden, R.W., Millar, B.J., Halata, Z., 1994. A comparative physiological and morphological study of periodontal ligament mechanoreceptors represented in the trigeminal ganglion and the mesencephalic nucleus of the cat. *Anat Embryol (Berl).*190(2):127-135

Longo, M.R., Haggard, P., 2010. An implicit body representation underlying human position sense. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.*;107(26):11727-11732

Luraschi, J., Schimmel, M., Bernard, J.P., Gallucci, G.O., Belser, U., Müller, F., 2012, Mechanosensation and maximum bite force in edentulous patients rehabilitated with bimaxillary implant-supported fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 23(5):577-583

Ma, L., Xiang, L., Yao, Y., Yuan, Q., Li, L., Gong, P., 2013. CGRP-alpha application: a potential treatment to improve osseoperception of endosseous dental implants. *Med Hypotheses.* 81(2):297-299

Macefield, V.G., 2005. Physiological characteristics of low-threshold mechanoreceptors in joints, muscle and skin in human subjects. *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 32:135-144

Maeda, T., Ohshima, H., 1998. [Morphological basis on periodontal Ruffini endings]. *Kaibogaku Zasshi.* 73(2):119-134

Maeda, T., Ochi, K., Nakakura-Ohshima, K., Youn, S.H., Wakisaka, S., 1999. The Ruffini ending as the primary mechanoreceptor in the periodontal ligament: its morphology, cytochemical features, regeneration, and development. *Crit Rev Oral Biol Med*.10 (3):307-327.

Manzano, G.M., Giuliano, L.M., Nobrega, J.A., 2008. A brief historical note on the classification of nerve fibres. *Arc Neuropsiquiatr*. 66:117-119

Manzon, L., Vozza, I., Poli, O., 2021. Bite Force in Elderly with Full Natural Dentition and Different Rehabilitation Prosthesis. *Int J Environ Res Public Health*.18(4):1424.

Mary, K., Cherian, B., 2020. Evaluation of oral stereognosis, masticatory efficiency, and salivary flow rate in complete denture wearers. *J. Indian. Prosthodon. Soc*. 20 (3): 290-296

Meenakshi, S., Gujjari, A.K., Thippeswamy, H.N., Raghunath, N., 2014 Evaluation of oral stereognostic ability after rehabilitating patients with complete dentures: in vivo study. *J Indian Prosthodont Soc*. 14(4): 363-368

Mericske-Stern, R., 1994. Oral tactile sensibility recorded in overdenture wearers with implants or natural roots: a comparative study. Part 2. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 9(1):63-70

Mericske-Stern, R., Assal, P., Mericske, E., Bürgin, W., 1995. Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 10(3):345-53.

Mericske-Stern, R., Zarb, G.A., 1996. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res.* 7(2):153-161

Miki, K. et al. 2015., Changes in the Distribution of Periodontal Nerve Fibers during Dentition Transition in the Cat. *PLoS ONE.*;10(6):1-12

Miles, B.L., Ang, S.L., Simons, C., 2020. Development of a "pure-tactile" assessment of edge discrimination in the hands and oral cavity. *Physiol. Behav.* 224:113035

Miles, T.S., 2005. Reorganization of the human motor cortex by sensory signals: a selective review. *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 32: 128-131

Mishra, S.K., Chowdhary, R., 2020. Evolution of dental implants through the work of per-Ingvar Brånemark: A systematic review. *Indian J Dent Res.* 31(6):930-956

Mishra, S.K., Chowdhary, R., Chrcanovic, B.R., Brånemark, P.I., 2016. Osseoperception in Dental

Miyamoto, J.J., Honda, M., Saito, D.N., Okada, T., Ono, T., Ohyama, K., Sadato, N., 2006. The representation of the human oral area in the somatosensory cortex: a functional MRI study. *Cerebral Cortex.* 16(5):669-675

Mizraji, M. Bianchi, R., Manss, A., 2012. Sistema Estomatognático. *Actas Odontológicas*. 9(2):35-47

Moraes, N., Moraes, E., Anastacio, T., Silva, L., Machado, A., Schoichet, J., Alto, R.M., Mello-Machado, R., Cardarelli, A., Mourão, C.F.A.B., Casado, P., Romanos, G., 2021. Active Tactile Sensibility of Brånemark Protocol Prosthesis: A Case-Control Clinical Study. *Materials (Basel)*. 14(16):4644.

Morquette, P., Lavoie, R., Fhima, M.D., Lamoureux, X., Verdier, D., Kolta, A., 2012. Generation of the masticatory central pattern and its modulation by sensory feedback. *Prog Neurobiol*. 96(3): 340-355

Müller, F., Hernandez, M., Grütter, L., Aracil-Kessler, L., Weingart, D., Schimmel, M., 2012. Masseter muscle thickness, chewing efficiency and bite force in edentulous patients with fixed and removable implant-supported prostheses: a cross-sectional multicenter study. *Clin Oral Implants Res*. 23(2):144-150

Nagata, K., Itoh, S., Tsuboi, A., Takafuji, Y., Tabata, T., Watanabe, M., 2008. Response properties of periodontal mechanosensitive neurons in the trigeminal ganglion of rabbit and neuronal activities during grinding-like jaw movement induced by cortical stimulation. *Arch Oral Biol*. 53(12):1138-1148.



Nakahara H., Nakasato, N., Kanno, A., Murayama, S., Hatanaka, K., Itoh, H., Yoshimoto, T., 2004. Somatosensory-evoked fields for gingiva, lip and tongue. *J. Dent. Res.* 83 (4), 307-311.

Negahdari, R., Ghavimi, M., Ghanizadeh, M., Bohlouli, S., 2019. Active tactile sensibility of three-unit implant-supported FPDs versus natural dentition. *J Clin Exp Dent.* 11(7):636-641

Nishiura, H., Tabata, T., Watanabe, M., 2000. Response properties of slowly and rapidly adapting periodontal mechanosensitive neurones in the primary somatosensory cortex of the cat. *Arch Oral Biol.* 45(10):833-842.

Ochi, K., Wakisaka, S., Youn, S.H., Hanada, K., Maeda, T., 1997. Calretinin-like immunoreactivity in the Ruffini endings, slowly adapting mechanoreceptors, of the periodontal ligament of the rat incisor. *Brain Res.* 1997. 769(1):183-187.

Ogumi I., 1990. [Experimental studies on the transitional characteristics from touch sensation to pressure sensation in the mechanoreceptive sensation of periodontium]. *Shikwa Gakuho.* 90(4):489-523.

Ohishi, M., Harada, F., Rahman, F., Saito, I., Kawano, Y., Nozawa-Inoue, K., Maeda, T., 2009. GDNF expression in terminal schwann cells associated with the periodontal ruffini endings of the rat incisors during nerve regeneration. *Anat Rec (Hoboken).* 292(8):1185-1191.

Okeson, J.P., 2008. Oclusión y afecciones temporomandibulares. Elsevier Mosby 6a ed. Barcelona, España. Capítulo 2 págs 25-58

Oncescu Moraru, A.M., Preoteasa, C.T., Preoteasa, E., 2019. Masticatory function parameters in patients with removable dental prosthesis. J Med Life. 12(1):43-48.

Park, J.H., 2017. Changes in oral stereognosis of healthy adults by age. J Oral Sci. 59(1):71-76

Parlar A, Bosshardt DD, Unsal B, et al: New formation of periodontal tissues around titanium implants in a novel dentin chamber model. Clin Oral Implants Res 2005;16:259-267

Pereira de Caxias, F., Leal Túrcio, K.H., de Moraes Melo Neto, C.L., Florencio de Athayde, F.R., Coelho Goiato, M., Micheline Dos Santos, D., 2021. Effects of rehabilitation with complete dentures on bite force and electromyography of jaw and neck muscles and the correlation with occlusal vertical dimension. Clin Oral Investig. 25(7):4691-4698

Piancino, M.G., Bracco, P., Vallelonga, T., Merlo, A., Farina, D., 2008. Effect of bolus hardness on the chewing pattern and activation of masticatory muscles in subjects with normal dental occlusion. J Electromyogr Kinesiol. 18(6):931-937.

Piancino, M.G. et al., 2017. From Periodontal mechanoreceptors to chewing motor control: A systematic review. Arch Oral Biol. 78:109-21

Poli, O., Manzon, L., Niglio, T., Ettorre, E., Vozza, I., 2021. Masticatory Force in Relation with Age in Subjects with Full Permanent Dentition: A Cross-Sectional Study. *Healthcare (Basel)*. 9(6):700.

Ramieri, G.A., Schierano, G., Spada, M.C., Giovando, M.L., Verze, L., Preti, G., 2004. Growth-associated protein-43 immunoreactivity in human oral mucosa in normal conditions, in edentulous patients and after implantanchored rehabilitation. *Clin. Oral Impl. Res.* 15: 66–72

Ratajczak, J., Bronckaer, A., Dillen, Y., Gervois, P., Vangansewinkel, T., Driesen, R.B., Wolfs, E., Lambrichts, I., Hilkens, P., 2016. The Neurovascular Properties of Dental Stem Cells and Their Importance in Dental Tissue Engineering. *Stem Cells Int.* 2016:9762871.

Reveredo, A., Shetty, S., Satish Babu, C.L., Surendra Kumar, G.P., Sneha Priya, K., Pandurangappa, R, Jnanadev, K.R., Shetty, A., 2013. Evaluation of active tactile perception of single tooth implant prosthesis. *Int J Oral Implantol Clin Res.* 4(1):1-6

Rowe, M.J., Tracey, D.J., Mahns, D.A., Sahai, V., Ivanusic, J.J., 2005. Mechanosensory perception: are there contributions from bone-associated receptors? *Clin Exp Pharmacol Physiol.* 32:100-108

Schneider, B.J., Freitag-Wolf, S., Kern, M., 2014. Tactile sensitivity of vital and endodontically treated teeth. *J Dent.* 42(11):1422-1427.

Sessle BJ, Yao D, Nishiura H, et al: Properties and plasticity of the primate somatosensory and motor cortex related to orofacial sensorimotor function. *Clin Exp Pharmacol Physiol* 2005;32:109-114

Shala, K.S., Dula, L.J., Pustina-Krasniqi, T. Bicaj, T., Ahmedi, E.F., Lila-Krasniqi, Z., Tmava-
Dragusha, A., 2017. Evaluation of Sensibility Threshold for Interocclusal Thickness of Patients
Wearing Complete Dentures. *Int J Dent.* 2017:1-5

Shinkai, R.S., Hatch, J.P., Cornell, J.E., Yeh, C.K., 2004. Intraoral tactile sensitivity in adults with
diabetes. *Diabetes Care.* 27(4):869-873

Shupe, G.E., Wilson, A., Lockett, C.R., 2019. The effect of oral tactile sensitivity on texture
perception and mastication behavior. *J Texture Stud.* 50(4):285-294.

Shupe, G.E., Resmondo, Z.N., Lockett, C.R., 2018. Characterization of oral tactile sensitivity and
masticatory performance across adulthood. *J Texture Stud.* 49(6):560-568.

Song, D., Shujaat, S., Constantinus, P., Orhan, K., Jacobs, R., 2021. Osseoperception following
dental implant treatment: a systematic review. *J Oral Rehabil.*

Sonoyama, W., Liu Y., Fang, D., Yamaza, T., Seo, B.M., Zhang, C., et al., 2006. Mesenchymal stem
cell-mediated functional tooth regeneration in swine. *PLoS One.* 1:79.

Susanibar, F. Douglas, C.R. Dacillo, C., 2013 Aspectos fisiológicos de los receptores
estomatognáticos y su importancia en la terapia de Motricidad Orofacial. In: Marchesan IQ; Silva
HJ; Berretin-Felix, G. *Terapia Fonoaudiológica en Motricidad Orofacial.* São José dos campos, Pulso.

Svensson, K.G., Trulsson, M., 2011. Impaired force control during food holding and biting in subjects with tooth- or implant-supported fixed prostheses. *J Clin Periodontol.* 38: 1137–1146

Tamura, Y., Shibukawa, Y., Shintani, M., Kaneko, Y., Ichinohe, T., 2008. Oral structure representation in human somatosensory cortex. *Neuroimage.* 2008. 43(1):128-135

Tanaka, M., Bruno, C., Jacobs, R., Torisu, T., Murata, H., 2017. Short-term follow-up of masticatory adaptation after rehabilitation with an immediately loaded implant-supported prosthesis: a pilot assessment. *Int J Implant Dent.* 3(1):8.

Tao, J., Wang, D., Jin, A., Xue, J., Hu, S., Yu, H., 2022. The role of gingival mechanoreceptors in the tactile function of dental implants. *Neurosci Lett.* 2:136502.

Thompson, J., 1954 Concepts regarding function of the stomatognathic system. *JADA* 48:626-637

Trulsson, M. 2006. Sensory-motor function of human periodontal mechanoreceptors. *J Oral Rehabil.* 33:262-273

Trulsson, M. Essick, G.K., 2010. Sensations evoked by microstimulation of single mechanoreceptive afferents innervating the human face and mouth. *J neurophysiol.* 103(4):1741-1747

Türker, K.S., Sowman, P.F. Tuncer, M., Tucker, K.J., Brinkworth, R.S.A., 2007. The role of periodontal mechanoreceptors in mastication. *Arch. Oral. Biol.* 52 (4), 361-364.

Türker, K.S., Yeo, P.L.M., Gandevia, S.C., 2005. Perceptual distortion of face deletion by local anaesthesia of the human lips and teeth. *Exp. Brain. Res.* 165 (1): 37-43

Van Steenberghe, D., 2000. From osteointegration to osseoperception. *J Dent Res.* 79:1833-1837

Van Steenberghe, D., Jacobs, R. 2006. Jaw motor inputs originating from osseointegrated oral implants. *J Oral Rehabil.* 33(4):274-281.

Van Loven, K, Jacobs, R., Swinnen, A., Van Huffel, S., Van Hees, J., van Steenberghe, D., 2000. Sensations and trigeminal somatosensory-evoked potentiales elicited by electrical stimulation of endosseous implants in humans. *Arch Oral Biol.* 45:1083-1090

Von der Gracht, I., Derks, A., Haselhuhn, K., Wolfart, S., 2017. EMG correlations of edentulous patients with implant overdentures and fixed dental prostheses compared to conventional complete dentures and dentates: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 28(7):765-773

Wada, S., Kojo, T., Wang, Y.H., Ando, H., Nakanishi, E., Zhang, M. Fukuyama, H., Uchida, Y., 2001. Effect of loading on the development of nerve fibers around dental implants in the dog mandible. Clin Oral Implants Res. 12:219-224

Weiner, S., Sirois, D., Ehrenberg, D., Lehrmann N., Simon, B., Zohn, H., 2004. Sensory responses from loading of implants: a pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants. 19: 44-51.

Yan, C., Ye, L., Zhen, J., Ke, L., Gang, L., 2008. Neuroplasticity of edentulous patients with implant-supported full dentures. Eur J Oral Sci. 116:387-393

Yilmaz, G., Laine, C.M., Tinastepe, N., Özyurt, M.G., Türker, K.S., 2019. Periodontal mechanoreceptors and bruxism at low bite forces. Arch Oral Biol. 98:87-91

Zhang, X., Tang, T., Zhao, Z., Zheng, L., Ding, Y., 2014. Visualization analysis of research frontiers and trends in nerve regeneration and osseoperception in the repair of tooth loss. Neural Regen Res. 9(22):2013-2018

Zhu YB, Lin Y, Qiu LX, et al: An animal study of peripheral neurophysiologic mechanism in osseoperception phenomena of dental implant. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi 2009;44:460-463