



TESIS DE DOCTORADO

**ESTUDIO DE LA TRAYECTORIA  
DE LOS TORNILLOS EN LAS  
MASAS LATERALES EN EL  
RAQUIS CERVICAL BAJO**

Samer Amhaz Escanlar

ESCUELA DE DOCTORADO INTERNACIONAL

PROGRAMA DE DOCTORADO EN INVESTIGACIÓN CLÍNICA

SANTIAGO DE COMPOSTELA

2021





## DECLARACIÓN DEL AUTOR DE LA TESIS

### Estudio de la trayectoria de los tornillos en las masas laterales en el raquis cervical bajo

D. Samer Amhaz Escanlar

*Presento mi tesis, siguiendo el procedimiento adecuado al Reglamento, y declaro que:*

- 1) La tesis abarca los resultados de la elaboración de mi trabajo.*
- 2) En su caso, en la tesis se hace referencia a las colaboraciones que tuvo este trabajo.*
- 3) La tesis es la versión definitiva presentada para su defensa y coincide con la versión enviada en formato electrónico.*
- 4) Confirmando que la tesis no incurre en ningún tipo de plagio de otros autores ni de trabajos presentados por mí para la obtención de otros títulos.*

*En Santiago de Compostela, a 26 de enero de 2021*

Fdo. Samer Amhaz Escanlar





## **AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR / TUTOR DE LA TESIS**

**Estudio de la trayectoria de los tornillos en las masas  
laterales en el raquis cervical bajo**

Tutor: D. Máximo Alberto Díez Ulloa

Director: D. Máximo Alberto Díez Ulloa

INFORMA:

*Que la presente tesis, corresponde con el trabajo realizado por D. Samer Amhaz Escanlar, bajo mi dirección, y autorizo su presentación, considerando que reúne los requisitos exigidos en el Reglamento de Estudios de Doctorado de la USC, y que como director de ésta no incurre en las causas de abstención establecidas en Ley 40/2015.*

*En Santiago de Compostela, a 26 de enero de 2021*

Fdo. M. A. Díez Ulloa





D. Samer Amhaz Escanlar declara no tener ningún conflicto de intereses en relación con la Tesis Doctoral titulada: “Estudio de la trayectoria de los tornillos en las masas laterales en el raquis cervical bajo”

*En Santiago de Compostela, a 26 de enero de 2021*



Fdo. Samer Amhaz Escanlar





## Agradecimientos

En primer lugar, me gustaría agradecer a mi director de tesis, Alberto, alias “Dr. Ulloa”, por haber ideado este proyecto y permitirme participar en él realizando este trabajo de tesis.

En segundo lugar, quisiera agradecer al Dr. Manuel Ladra González su incansable dedicación y ayuda en todo momento, así como su ánimo y motivación para seguir adelante, a pesar de las dificultades, y llevarlo a cabo.

Al Dr. Alberto Jorge Mora, colaborador, compañero de batallas y amigo, su ayuda en todas las fases del estudio.

Durante la fase de análisis de resultados, la colaboración del Dr. Manuel Febrero Bande fue crucial y desearía agradecerse. Así como al Dr. Ignacio Lete Achirica por su ayuda para el análisis radiográfico y reconstrucción de imágenes.

Quisiera agradecerle su colaboración al Dr. Francisco Javier Jorge Barreiro por su ayuda como anatomista en las fases experimentales. También a Fernando Gómez Souto, del aula de Anatomía, por las horas que pasó con nosotros ayudándonos a preparar todo.

Finalmente, quisiera no sólo agradecer, sino dedicar este trabajo a mi familia, especialmente a mi hijo Daniel.



## Índice

AGRADECIMIENTOS.....	9
ÍNDICE.....	11
ÍNDICE DE FIGURAS .....	15
ÍNDICE DE TABLAS.....	19
ABSTRACT .....	21
1.1 Introduction.....	21
1.2 Objectives .....	25
1.3 Material and methods .....	25
1.4 Results.....	26
1.5 Conclusions.....	29
RESUMEN .....	31
1.1 Introducción.....	31
1.2 Objetivos.....	35
1.3 Material y métodos .....	35
1.4 Resultados.....	36
1.5 Conclusiones.....	40
RESUMO.....	41
1.1 Introducción.....	41
1.2 Obxectivos .....	45

1.3	Material e métodos .....	45
1.4	Resultados .....	46
1.5	Conclusiones .....	50
1	INTRODUCCIÓN .....	51
1.1	Historia de la cirugía vertebral cervical y evolución de los métodos de fijación .....	51
1.2	Factores que condicionan la fijación de tornillos en el hueso.	53
1.3	Anatomía de la columna cervical y su implicación en la fijación vertebral cervical por vía posterior .....	57
1.4	Generalidades de la patología de la columna vertebral cervical e indicaciones quirúrgicas .....	61
1.4.1	Espondilosis cervical .....	62
1.4.2	Mielopatía cervical de origen tumoral .....	67
1.4.3	Malformaciones congénitas .....	67
1.4.4	Traumatismos .....	67
1.4.5	Infecciones y enfermedades inflamatorias.....	71
1.5	Trayectorias actuales para la implantación de tornillos en masas laterales de la columna cervical.....	71
1.5.1	Trayectoria de Roy-Camille .....	72
1.5.2	Trayectoria de Magerl.....	75
1.5.3	Trayectoria de Anderson.....	75
1.5.4	Trayectoria de An .....	76
1.5.5	Trayectoria de Jeanneret (tornillo pedicular).....	80
1.5.6	Trayectoria de Xu .....	82
1.5.7	Trayectorias transfacetarias .....	84
1.6	Complicaciones de la fijación vertebral cervical por vía posterior.....	89
1.6.1	Lesión de la arteria vertebral .....	89

1.6.2 Lesión de la raíz nerviosa de ese nivel .....	92
1.6.3 Lesión de la raíz nerviosa nivel adyacente (raro).....	95
1.6.4 Lesión de la médula espinal .....	95
1.6.5 Rotura de la masa lateral .....	96
1.6.6 Penetración o daño articular .....	96
1.6.7 Agarre insuficiente ( <i>stripping</i> ) .....	97
1.6.8 Pseudoartrosis y arrancamiento ( <i>pull-out</i> ) .....	97
2 OBJETIVOS .....	99
3 MATERIAL Y MÉTODOS.....	101
3.1 Diseño del estudio.....	101
3.2 Descripción de la nueva técnica quirúrgica .....	101
3.3 Estudio en vértebra seca .....	103
3.4 Estudio en cadáver .....	115
3.5 Estudio clínico .....	133
4 RESULTADOS .....	135
4.1 Estudio en vértebra seca .....	135
4.1.1 Longitud .....	135
4.1.2 Daño potencial.....	142
4.2 Estudio en cadáver .....	144
4.2.1 Longitud .....	144
4.2.2 Daño radicular y vascular.....	147
4.3 Estudio clínico .....	148
5 DISCUSIÓN .....	151
6 CONCLUSIONS .....	159
CONCLUSIONES.....	161
7 BIBLIOGRAFÍA .....	163

Samer Amhaz Escanlar

8 ANEXOS.....	177
8.1 Publicación.....	179
8.2 Autorización Comité Autnómico de Ética .....	187



## Índice de figuras

Figura 1-1 Variables del tornillo. ....	54
Figura 1-2 Tornillo de masa lateral cervical.....	55
Figura 1-3 Fenómeno de campaneó o “togglíng” en el interior del hueso .....	55
Figura 1-4 Fenómeno de campaneó o “togglíng” .....	56
Figura 1-5 Efecto de la disminución de densidad mineral ósea .....	56
Figura 1-6 Diferencias en el grosor de la cortical ósea por osteoporosis .....	57
Figura 1-7 Distintas partes de la vértebra cervical subaxial (C6).....	58
Figura 1-8 Trayectoria de Roy-Camille.....	73
Figura 1-9 Trayectoria de Roy-Camille en los tres planos del espacio .....	74
Figura 1-10 Descripción original de Magerl .....	75
Figura 1-11 Comparación de las trayectorias de Magerl y Anderson	76
Figura 1-12 Trayectoria de Magerl en los tres planos del espacio .....	77
Figura 1-13 Trayectoria de Anderson en los tres planos del espacio .	78
Figura 1-14 Trayectoria de An en los tres planos del espacio.....	79
Figura 1-15 Descripción original de Jeanneret para la inserción de tornillos pediculares en el raquis cervical bajo.....	80
Figura 1-16 Descripción en modelo óseo de la trayectoria de inserción transpedicular .....	81
Figura 1-17 Trayectoria de Xu, entendida como una modificación de la trayectoria de Magerl .....	82
Figura 1-18 Modificación de Xu y trayectoria original de Magerl ....	83
Figura 1-19 Trayectoria de Takayasu.....	85
Figura 1-20 Trayectoria de DalCanto.....	86

Figura 1-21 Trayectoria de Klekamp .....	87
Figura 1-22 Trayectoria de Miyajima .....	88
Figura 1-23 Proximidad de la arteria vertebral en la masa lateral .....	89
Figura 1-24 Diferencias anatómicas en niveles más bajos .....	90
Figura 1-25 Arteria vertebral en todo su recorrido cervical.....	91
Figura 1-26 Anatomía de la raíz espinal .....	92
Figura 1-27 Detalle del ramus posterior .....	92
Figura 1-28 Relaciones de la arteria vertebral y de las raíces nerviosas con la masa lateral.....	93
Figura 1-29 Diferencias entre trayectorias perpendiculares y con angulación superolateral.....	94
Figura 3-1 Esquema resumen de la nueva trayectoria .....	103
Figura 3-2 Comparación de los puntos de entrada.....	104
Figura 3-3 Detalle de una preparación de vértebras secas de un raquis cervical bajo usado en el estudio .....	105
Figura 3-4 Raquis completo utilizado en la primera fase del estudio .....	105
Figura 3-5 Detalle de las diferencias anatómicas de C3 a C6.....	106
Figura 3-6 Instrumental de pequeños fragmentos y motor .....	107
Figura 3-7 Medida de la angulación de medial a lateral .....	108
Figura 3-8 Medida de la angulación de caudal a craneal.....	108
Figura 3-9 Inserción de la aguja de Kirschner .....	110
Figura 3-10 Inserción en el plano sagital de la aguja de Kirschner	111
Figura 3-11 Medición de la longitud.....	111
Figura 3-12 Simulación de la arteria vertebral.....	112
Figura 3-13 Simulación de la raíz nerviosa y de la arteria vertebral	113
Figura 3-14 Vista superior de la valoración de los daños radicular y arterial.....	113
Figura 3-15 Medición de angulación sagital.....	114
Figura 3-16 Detalle de la salida de la aguja de Kirschner en la masa lateral.....	115

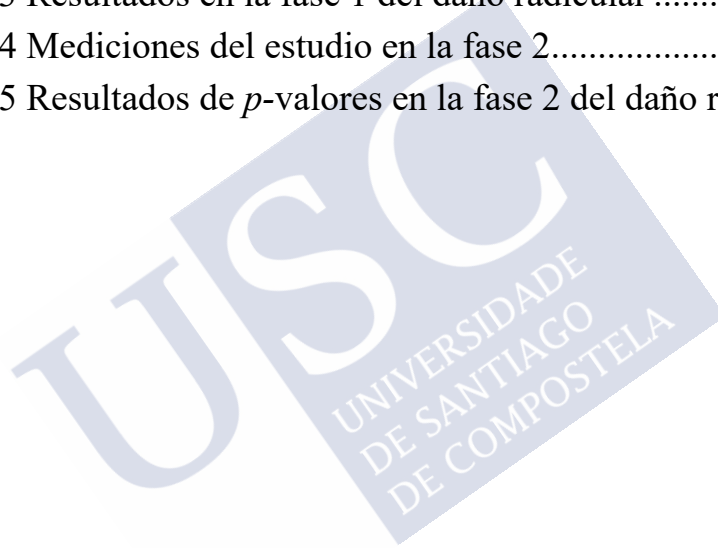
Figura 3-17 Imagen de uno de los cadáveres utilizados antes de empezar la preparación del abordaje .....	116
Figura 3-18 Abordaje longitudinal cutáneo y progresión del abordaje en planos subcutáneo, fascial y paraespinoso..	118
Figura 3-19 Detalle del abordaje finalizado, con exposición completa de las masas laterales .....	119
Figura 3-20 Brocado de la masa lateral .....	120
Figura 3-21 Detalle del brocado de la masa lateral .....	121
Figura 3-22 Medición de la angulación en el plano axial en cadáver .....	122
Figura 3-23 Detalle de la inserción del tornillo de la masa lateral...	123
Figura 3-24 Detalle de un raquis cervical bajo de uno de los cadáveres con todos los tornillos implantados.....	124
Figura 3-25 Separación del segmento cervical y cabeza.....	125
Figura 3-26 Imagen del primer corte .....	126
Figura 3-27 Imagen del segmento final previo a su transporte .....	127
Figura 3-28 Identificación en el CT de los túneles de inserción en tres dimensiones.....	129
Figura 3-29 Identificación del tornillo del siguiente nivel en el CT	130
Figura 3-30 Medida del túnel teórico de inserción.....	131
Figura 3-31 Medida del túnel de inserción de córtex posterior a anterior .....	131
Figura 3-32 Identificación de los planos del tornillo y observación de una violación articular.....	132
Figura 3-33 Imagen intraoperatoria de la inserción con la nueva técnica descrita.....	134
Figura 4-1 Comparación de la longitud entre la nueva técnica y las clásicas .....	137
Figura 4-2 Boxplots de las ratios Ulloa/Amhaz frente a Magerl.....	138
Figura 4-3 Boxplots de las ratios Ulloa/Amhaz frente a Anderson..	139
Figura 4-4 Boxplots de las ratios Ulloa/Amhaz frente a An .....	140

Figura 4-5 Diferencias entre las ratios del lado derecho e izquierdo U/A-Magerl .....	141
Figura 4-6 Diferencias entre lado derecho e izquierdo U/A frente a Anderson .....	142
Figura 4-7 Diferencias entre lado derecho e izquierdo U/A frente a An .....	142
Figura 4-8 Boxplot de las ratios U/A frente a Magerl en la fase 2 ...	146
Figura 4-9 Boxplots de las ratios U/A frente a An .....	147



## Índice de tablas

Tabla 3-1 Resumen de las trayectorias clásicas y la nueva .....	102
Tabla 4-1 Mediciones en la fase 1 .....	136
Tabla 4-2 Resultados en la fase 1 del daño arterial .....	143
Tabla 4-3 Resultados en la fase 1 del daño radicular .....	144
Tabla 4-4 Mediciones del estudio en la fase 2.....	145
Tabla 4-5 Resultados de <i>p</i> -valores en la fase 2 del daño radicular...	148





## ABSTRACT

### 1.1 Introduction

There are a plethora of conditions requiring a subaxial cervical spine fusion by means of a posterior approach and instrumentation.

Among them, the most frequent are trauma, degenerative conditions, malignancy, infections, and congenital malformations.

Degenerative cervical spine pathology usually starts with ageing phenomena in the disk, leading to a decrease in its height. Consequently, a conflict in the uncovertebral and interfacetary joints appears, leading to the folding of the ligaments (mainly the ligament flavum) leading to a decrease in the spinal canal area. This reduction is the culprit of a vascular conflict (reduction in the spinal cord trophism) initially and fibrosis later on which generate a condition known as spondylotic myelopathy or degenerative stenosis, which might affect either the spinal cord, the roots, or both. Besides, the osteophytes that appear in the posterior aspect of the uncus, the lateral mass or the facet joints may impinge and decrease the conjunction foramen leading to radiculopathy. Less often, the distortion of the transverse apophyses and osteophytes around might create an occlusion in the vertebral artery.

Trauma is also a frequent source of pathology in the lower cervical spine, requiring posterior instrumentation in selected cases. Bony and ligamentous injuries leading to instability, loss of body height and malalignment are the main indication for surgery through an anterior, posterior, or combined double approach.

Congenital diseases can present with ankylosis at certain levels and instability in the superior cervical level (namely Klippel-Feil disease) requiring fusion and stabilisation using screws and bars.

Malignant pathology, primary or more frequently, metastasis, might require decompression in certain situations and treatment of the subsequent instability by means of posterior instrumentation.

Infections affecting the epidural space or osteomyelitis might also require surgical decompression either anterior, posterior, or combined. On the other hand, remanent instability created during a decompression procedure or created by bone loss can benefit from posterior instrumentation.

Among all the techniques for fusion and stabilization of the lower cervical spine, posterior instrumentation methods have always been popular in the spine surgeons community. Its popularity can be explained due to the fact that they are considered by many as less technically demanding procedures than anterior approaches. In addition, posterior procedures have demonstrated to be of great success and safety.

Different materials for posterior stabilization have been proposed. Wires, hooks, metallic sutures, and screws are just the primary examples. Screws are nowadays globally used and accepted as the most popular.

Subaxial cervical spine screws can be implanted in the lateral mass, transfacetary, or in the pedicles.

Different trajectories have been described for the insertion of the screws. There are mainly two groups, perpendicular trajectories to the posterior cortex of the lateral mass, aiming underneath the nerve root and those directed cranial and lateral, seeking an exit point superior to the root.

Roy-Camille was a pioneer in the use of screws, describing his technique in 1972. Originally, he used osteosynthesis plates, prior to developing modern systems that come with bars and connectors. In his description, in order to avoid damaging the vertebral artery, he proposed a direction 10 degrees lateral and perpendicular to the plane determined by the posterior cortex of the lateral mass. As a start point, the centre of the lateral mass was his choice. Roy-Camille trajectory exit point was inferior to the nerve root and lateral to the vertebral artery (in a bicortical purchase scenario).

Later, in 1979, Magerl described a trajectory consisting of a starting point 1 millimetre medial and 1 millimetre cranial to the centre of the posterior cortex of the mass, and a direction 25 degrees from medial to lateral and parallel to the superior facet (in the sagittal plane).

By doing this, the exit point in a bicortical scenario was lateral to the nerve root and the vertebral artery and cranial to the former.

In 1991, Anderson advocated for modifying Magerl and Roy-Camille's trajectories, mixing them in his own trajectory: 1mm medial to the centre of the posterior cortex of the lateral mass would be his selection as starting point and a direction 10 degrees lateral (in the coronal plane) and 30–40 degrees cranial (in the sagittal plane).

In 1991, An described a modification based on anatomical studies. He published a paper describing a trajectory with a 1mm medial to the centre of the lateral mass starting point and a deviation 15 degrees proximal and 30 degrees lateral.

The aforementioned techniques are considered by spine surgeons as the classic alternatives, even though some other authors have also published slight variations. Transfacetary trajectories have also been described in the literature. The latter are useful as an alternative technique for a lateral mass stripped screw or in case of an iatrogenic fracture of the mass (although it could be used primarily if a fusion between the levels involved is the objective). Finally, techniques for pedicle screws have also been described. Jeanneret was a pioneer in this regard, yet the method is only prevalent in the C7 transition level because the potential damage to the vertebral artery and the spinal cord is of great concern for spine surgeons in other lower spine levels.

Probably, the main reason for the description of such a variety of trajectories lies in fear of complications: vertebral artery disruption or compression, nerve root injury or irritation, and screw stripping or pull-out.

Regarding vertebral artery damage, one might clarify that iatrogenic events have seldom been described in the literature. Papers communicating a rate superior to 1% have not yet been published. The lateral deviation during drilling and screw insertion lead to a lateral exit point, far away from the artery. An injury to the vertebral artery might appear as a perioperative hematoma (causing cord or root compression that might require emergently drainage). Still, if only an occlusion occurs, the diagnosis can be significantly more difficult, mostly because of the contralateral artery's compensation. A bilateral injury or a unilateral injury in a patient with previous contralateral occlusion due

to osteophytes, thrombosis, atheromatosis... can be potentially devastating as the vascularisation of the superior cord, trunk, cerebellum, and posterior brain might be at stake.

The nerve root is formed by the anterior root, motor, emerging from the anterior horn, and the posterior root that originates in the cord's rear aspect, mainly sensory, from the posterior nuclei. The nerve root branches in an anterior ramus, motor, and sensory, innervates anterior structures, and a posterior ramus, which lies just in front of the lateral mass's anterior cortex, which innervates structures in the back.

An injury to the posterior ramus of the nerve root can generate motor problems in the paraspinal musculature. C5 is a forming root of the dorsal scapular nerve; therefore, an injury to it may cause scapular winging. Besides, sensory disruption in the correspondent level might be found. If the nerve root is wholly disrupted and both rami are affected, depending on the level, a deficit in upper limb musculature and motion can appear as well as sensory deficits in the upper limb dermatomes.

Another possible complication is screw stripping or pull-out. Screw purchase in lateral mass bone depends on patient factors, such as mineral density, that can be decreased if the patient has osteoporosis or a condition requiring long term treatments such as corticoids. Besides, screw design is also a factor that modifies purchase: a longer screw, with a higher number of threads and deeper pitch, would resist stronger forces.

Finally, the wide variety of techniques described for screw insertion in the lateral mass of cervical spine vertebrae, which is a small volume of bone to cope with, is certainly astonishing; however, it would be truthful to affirm that the lateral mass is one of the (if not the) most distorted anatomical structures of the human body in the context of degenerative changes, making it really difficult to ascertain millimetres or degrees as the references are blurred.

In conclusion, the ideal lateral mass screw to be used in a subaxial cervical spine lateral mass must be as long as possible, bicortical, with deep and numerous threads and maintain minimum reasonable iatrogenic events whilst being easy to reference, drill and implant.

## 1.2 Objectives

This PhD Thesis objective is to thoroughly study and describe a new trajectory for the insertion of lateral mass screws in vertebrae of the lower cervical spine. Its safety and superiority compared to other techniques, are analysed in different experimental steps and real operations.

## 1.3 Material and methods

This study was divided into three different phases:

First, a description of the new trajectory was performed in dry vertebrae. A comparison to Magerl, Anderson and An's techniques was also performed.

Drill bits from a cannulated small fragment screw set were used to stimulate the four trajectories in each lateral mass of every vertebra from C3 to C6 in 10 specimens (provided by the Anatomy Department of the Faculty of Medicine of the University of Santiago de Compostela). Potential screw length and possible damage to the vertebral artery or the nerve root were recorded in each simulation.

The data obtained in this first phase were analysed in collaboration with the Statistics, Mathematical Analysis and Optimisation Department of the Faculty of Mathematics of the University of Santiago de Compostela using R project for statistical computing software.

Secondly, a comparison between techniques was performed in human cadavers. Magerl, An and the newly described method were selected in this phase of the study. The aforementioned Anatomy Department provided eight cadavers. They were divided into two groups of 4. In one group, the trajectory described in this PhD was compared to Magerl, and in the second group, the same was done with An's. In each lateral mass of each level from C3 to C6, alternating sides to avoid bias, a real screw was inserted according to the author technique recommendations. Once the eight screws were implanted, the head and neck segment was cut and sent to the Radiology Department of the Provincial Hospital of Conxo where a CT scan was performed.

CT scans were examined using different software packages (namely Sectra, Horos project, Philips image). For each lateral mass, theoretical length from the posterior cortex to the anterior cortex was recorded. Besides, potential damage to the nerve and artery was thoroughly examined and recorded.

The data were once again sent to the Statistics, Mathematical Analysis and Optimisation Department at the Faculty of Mathematics in the University of Santiago de Compostela, where they were analysed using R project for statistical computing software.

During the third phase of this PhD thesis, the new trajectory was used in real-life situations. It was used in patients suffering from conditions requiring posterior instrumentation of their lower cervical spine. An iatrogenic complications event registry was made (from a clinical point of view) because a CT scan cannot be performed for each patient from an ethical point of view unless a clear suspicion of complications such as pull-out, pseudoarthrosis or arterial/nerve damage is found.

## 1.4 Results

In the first step of this study, a total of 320 simulations were made (80 for each trajectory). For each insertion, the length of the inserted drill wire was recorded, as well as potential damage to the vertebral artery or nerve root (after examining the exit point, simulating bicortical drilling and purchase).

The mean length of insertion was 14.1mm using Magerl's technique, 13.5mm using Anderson's and 12.8mm using An's. The newly described trajectory obtained a mean of 17mm. Even though these results may suggest a superiority concerning the potential length of the screws, a proper statistical analysis was mandatory to confirm it. Ratios between trajectories in each lateral mass were used, and the mean of these ratios was used for the statistical analysis. This avoids the scale factor or differences associated with interindividual anatomic variations (mainly due to size, side, or level).

The null hypothesis was established as 1, where the new trajectory and the one it is compared to are similar.

A t-test revealed the superiority of the new trajectory with regard to Magerl's, being the ratios mean 1.240 with a confidence interval of 95% and a  $p$ -value $<10^{-9}$  (1.55e-10). Against Anderson's, the ratios mean was 1.308 with a  $p$ -value $<10^{-10}$  (7.505e-15). Finally, compared to An's, the mean ratio was 1.369 with a  $p$ -value $<10^{-10}$  (2.2e-16). In all cases, the null hypothesis was rejected, and therefore a superiority in the length of insertion was statistically demonstrated.

Concerning injuries to the vertebral artery and nerve root injuries, a 4-sample test confirmed that the distribution was different, so a pairwise comparison analysis was performed. Potential arterial complications were seldom found during this study, so the statistical analysis with scarce data is intricate. In this case, proportions of arterial damage were selected, being 0.0125 for Magerl's trajectory, 0.1 for Anderson's and 0 for An's and the new trajectory. Similarly, proportions of nerve root damage were selected, being 0.4625 for Magerl's trajectory, 0.350 for Anderson's, 0.1625 for An's and 0.0250 for the newly described method.

The pairwise tests demonstrated that there were statistically significant differences concerning arterial damage with Anderson's technique. The small number of iatrogenic events lead to no significant differences between the new trajectory and Anderson's and An's. On the other hand, concerning root potential injuries, statistical power was enough to demonstrate a lower number of damages using the newly described technique.

In the second phase of this work, a record of theoretical length and vertebral artery/ nerve root damage was performed after thoroughly examining the CT scans. Sixty-four measurements were made for each variable.

The eight cadavers were divided into two groups, four were Magerl's and the new trajectory were studied; and four were An's, and the new trajectory were simulated. Consequently, 16 variable measurements were made for each trajectory (32 for the new one).

Initially, length means calculated, being 18.39mm for the newly described trajectory, 15.36mm for Magerl's and 13.45mm for An's.

Similarly, to the first phase, these data may suggest a superiority of the new trajectory; however, a proper statistical analysis was mandatory to confirm it.

A t-test was also selected by the Statistics, Mathematical Analysis and Optimisation Department team even though the distribution is not normal, yet the number of data was sufficient. Other methods were discarded due to their lower statistical power and quality.

Ratios between lengths were used for the analysis to avoid interindividual anatomic variability as it was previously discussed.

The null hypothesis was the similarity between trajectories and was assigned one as value.

The mean ratio comparison in the t-test, for Magerl's and the new trajectories, was 1.215 with a  $p$ -value of 0.0065. Concerning An's, the mean of ratios was 1.419 with a  $p$ -value  $< 10^{-5}$  ( $2.1 \times 10^{-6}$ ). One might confirm that the newly described trajectory allows for longer screw insertion.

A proportion of vascular damage was established, being 0 for the new technique, 0.0625 for Magerl's and 0.0625 for An's.

A 3-sample test confirmed that the proportions were different, but the difference was not statistically relevant ( $p$ -value 0.35), so concerning arterial damage, it cannot be assured a superiority of the new technique.

Similarly, proportions were calculated for nerve root damage. The results were 0.031 for the new technique, 0.25 for Magerl's and 0.25 for An's. Then, a 3-sample test confirmed the differences of the proportions with a statistical significance ( $p$ -value 0.0421).

A pairwise comparison was performed to confirm enough statistical power that iatrogenia occurred less with the new technique. Unfortunately, the  $p$ -values were not enough.

The results suggest that a series with a more significant number of data would confirm the superiority.

In the third phase, no patient with an iatrogenic injury to a nerve root or vertebral artery was found. No pull-out or pseudoarthrosis requiring further procedures was also found. However, a series of 20 patients is probably insufficient if only clinical data are analysed. Ethical standards did not allow for imaging other than X-Rays unless

an exact reason to order a CT scan existed (therefore a length comparison was not possible).

## 1.5 Conclusions

Historically, the use of screws in the lateral mass of subaxial spine vertebrae has demonstrated to be safe and effective.

In a scenario of anatomical distortion, frequently found in degenerative pathology but also other scenarios such as malignancy, trauma, infections (usually in patients with prior degenerative changes), and congenital diseases, the use of millimetric measurements and proper angle selection is utterly tricky if not impossible. Thus, the necessity of a new technique which simplifies drilling trajectory by avoiding angles and measurements is of particular interest. In addition, the ideal screw must maximize length whilst keeping complications to a minimum. Therefore, a technique based on local references would permit to adapt the trajectory to each patient's anatomy, maximizing purchase (which cannot happen when the same angles are selected for all patients).

This PhD describes a new technique following the aforementioned recommendations and demonstrates its superiority concerning screw length. This new technique is safe and reproducible either in specimens and in real life situation and produces minimal complications.



## RESUMEN

### 1.1 Introducción

Existen múltiples patologías que requieren la instrumentación del raquis cervical subaxial. Siendo las más frecuentes los problemas degenerativos, las fracturas, las malformaciones congénitas, los tumores y las infecciones.

La patología degenerativa cervical se genera principalmente por fenómenos de envejecimiento que dan lugar a una disminución de altura de éste. Esto conlleva un conflicto en las articulaciones uncovertebrales e interapofisarias dando lugar a un plegamiento de las estructuras ligamentosas (ligamento amarillo o flavum, cápsula articular...) que generan una disminución del canal medular provocando una mielopatía compresiva, originalmente causada por la disminución del flujo vascular y posteriormente por la fibrosis generada entre los fascículos y núcleos medulares. Además, también se pueden producir fenómenos de compresión radicular por la aparición de osteofitos en las articulaciones intervertebrales (a nivel de las apófisis articulares adyacentes a las masas laterales) dando lugar a radiculopatías. Más raramente pueden ocurrir fenómenos de oclusión de la arteria vertebral por la distorsión anatómica a nivel de las apófisis transversas.

La patología traumática también es una gran fuente de patología y de necesidad de instrumentaciones en el raquis cervical subaxial. Aquellos traumatismos que den lugar a lesiones óseas y ligamentosas que impliquen una pérdida de la alineación, inestabilidad o una pérdida de altura del cuerpo vertebral darán lugar a una indicación quirúrgica a través de una vía anterior, posterior o combinada.

Las malformaciones congénitas, que dan lugar a anquilosis en unos niveles y fenómenos de inestabilidad en otros, también pueden requerir una fusión con una estabilización con una instrumentación posterior.

Los tumores, ya sean primarios o más frecuentemente metástasis, pueden dar lugar a situaciones que requieran una descompresión del canal medular y una estabilización u osteosíntesis.

Una infección a nivel medular, discal o una osteomielitis pueden dar lugar a una compresión que requiera por un lado una descompresión, muchas veces urgente (más frecuentemente en infecciones piógenas) y por otro lado una fusión e instrumentación por una posible inestabilidad residual.

Dentro de las técnicas de estabilización y artrodesis del raquis cervical, clásicamente han destacado las vías posteriores ya que técnicamente son menos demandantes que las vías anteriores y muchos cirujanos de columna se sienten más cómodos realizándolas. Además, hay que añadir que estas técnicas clásicamente han demostrado tanto su eficacia como su seguridad.

Existen múltiples técnicas de instrumentación posterior en base al material utilizado. Tradicionalmente se han descrito el uso de alambres, suturas, ganchos y tornillos, siendo estos últimos el método más utilizado globalmente en la actualidad.

Los tornillos en el raquis subaxial cervical pueden implantarse en las masas laterales exclusivamente, de forma transfacetaria o en los pedículos.

Los tornillos implantados en las masas laterales constituyen el método más utilizado. Para su inserción se han descrito múltiples trayectorias. Éstas se clasifican en dos subtipos, con dirección perpendicular a la masa lateral y punto de salida inferior a la raíz espinal y con dirección superolateral orientados a una salida craneal y lateral a la raíz nerviosa.

El pionero en el uso de esta técnica fue Roy-Camille en 1972. Originalmente utilizó una combinación con ganchos y luego con placas de osteosíntesis, previo al desarrollo de las instrumentaciones tal y como las conocemos hoy en día. En su descripción, de cara a evitar la lesión de la arteria vertebral y la raíz espinal, proponía un punto de entrada centrado en el plano formado por el córtex posterior de la masa lateral, una angulación de 10 grados de medial a lateral con respecto al eje del raquis y una dirección perpendicular al córtex posterior de la masa lateral. De este modo evitaba la lesión de la arteria vertebral al

angularse lateralmente y la lesión de la raíz al buscar un punto de salida inferior a la misma.

Posteriormente Magerl en 1979 describió una trayectoria que consistía en tomar un punto de entrada en el córtex posterior de la masa lateral un milímetro medial y un milímetro craneal al centro del mismo. Además, proponía una angulación de 25° de medial a lateral y un paralelismo con respecto a la faceta articular superior en el plano sagital. De este modo conseguía un punto de salida lateral y craneal a la raíz nerviosa y alejarse de la arteria vertebral.

Anderson propuso en 1991 modificar la idea de Magerl, utilizando un punto de entrada un milímetro medial al centro de la masa lateral y una angulación de 10° en sentido lateral y de 30–40 grados en sentido craneal. De este modo aunaba las trayectorias de Roy-Camille y de Magerl.

An, también en 1991, publicó su modificación de las trayectorias proponiendo un punto de entrada 1mm medial al centro y una desviación de 15 grados proximal y 30 grados lateral.

Las técnicas citadas anteriormente son las más representativas de las trayectorias clásicas, aunque hay otros autores que han descrito otras modificaciones de las mismas. También se han descrito técnicas de implantación transfacetaria, útiles como rescate de un tornillo que no agarra lo suficiente en la masa lateral, en el caso de fractura de la masa lateral o de forma primaria cuando también se pretende la fusión entre los dos niveles. Finalmente, se han descrito técnicas de inserción a nivel de los pedículos vertebrales pero la cercanía de la arteria vertebral y la médula hacen que muchos cirujanos no las utilicen, con la excepción de C7, donde la anatomía cambia y es más favorable.

Dentro de los motivos de la descripción de un alto número de técnicas y modificaciones se encuentra el temor a las complicaciones: lesión de la arteria vertebral, lesión de la raíz espinal, arrancamiento o fracaso del tornillo.

En lo que respecta al daño potencial de la arteria vertebral, hay que aclarar que los eventos raramente se han descrito en la literatura, no habiendo ninguna serie que comunique una incidencia mayor del 1%. Esto se debe a que los tornillos se implantan siguiendo una dirección lateral de al menos 10 grados que evita su lesión. Una lesión

de la arteria puede detectarse como un hematoma en el postoperatorio inmediato (que puede dar lugar a signos compresivos y necesitar una evacuación urgente) pero si solo se produce una oclusión ésta es más difícil de detectar ya que existiría una compensación por la arteria contralateral. Un daño bilateral o un daño en un paciente con una oclusión previa de la arteria vertebral (ateromatosis, osteofitosis...) es potencialmente devastadora al interrumpir el flujo a la parte alta de la médula, cerebelo, tronco y parte posterior del cerebro.

La raíz espinal está formada por la unión de la raíz anterior, motora, que proviene de la asta anterior y la raíz medular posterior sensitiva que proviene de los núcleos medulares posteriores. A su vez, la raíz o nervio espinal se divide en dos ramus, ambos mixtos, uno anterior y otro posterior que inerva principalmente musculatura en la espalda. Una lesión en el ramus posterior puede generar problemas motores en los músculos paraespinales o si la lesión es a nivel de C5 en la musculatura retractora de la escápula (dependiente del nervio dorsal escapular). También puede dar lugar a síntomas sensitivos en el dermatoma correspondiente. Si la lesión es del nervio espinal antes de que se divida o de ambos ramus, entonces también se apreciará clínica en la parte ventral, afectando a la movilidad de la extremidad superior y a los dermatomas correspondientes en función del nivel de lesión.

Otra posible complicación es la pérdida de agarre o arrancamiento del tornillo. El agarre a nivel óseo depende de factores asociados al paciente, como la densidad mineral ósea, afectada en patologías como la osteoporosis o el uso continuado de fármacos como corticoides. También depende de factores asociados al diseño del tornillo y a la trayectoria de inserción. Un tornillo de mayor longitud, con una mayor profundidad de paso de rosca y un mayor número de espiras, dará lugar a una mayor resistencia al fracaso.

El tornillo de masa lateral subaxial ideal es por tanto aquel que, manteniendo las complicaciones al mínimo, pueda conseguir un agarre bicortical de mayor longitud. De aquí nace la idea de este trabajo, la proposición de una nueva técnica de implantación siguiendo una trayectoria que permita longitudes mayores y a su vez menores complicaciones, todo ello facilitando la técnica de selección de la angulación y trayectoria.

## 1.2 Objetivos

Este trabajo de tesis doctoral busca describir una nueva trayectoria de implantación de tornillos en masas laterales de vértebras cervicales subaxiales de forma precisa y estudiar su seguridad y superioridad frente a otras técnicas en varias fases experimentales y en la clínica.

## 1.3 Material y métodos

El estudio se desarrolló en 3 fases.

En la primera fase se realizó una descripción de la técnica utilizando vértebras secas. Posteriormente se realizó una comparación de la nueva técnica frente a las trayectorias de Magerl, Anderson y An.

Para ello se realizó una inserción de agujas-broca pertenecientes a un set de tornillos canulados de pequeños fragmentos. En cada masa lateral de cada nivel de C3 a C6 de cada espécimen se siguieron de forma secuencial las cuatro trayectorias, evaluando en cada inserción la longitud y la potencial afectación de la arteria vertebral y de la raíz. Se utilizó un total de 10 raquis cervicales, pertenecientes a 10 especímenes donados al Departamento de Ciencias Morfológicas de la Facultad de Medicina de la Universidad de Santiago de Compostela y preparados en dicho departamento.

Los datos obtenidos en la primera fase fueron analizados con la colaboración del profesor Manuel Febrero Bande del Departamento de Estadística, Análisis Matemático y Optimización de la Facultad de Matemáticas de la Universidad de Santiago de Compostela.

En la segunda fase, se realizó una comparación en cadáveres de la nueva trayectoria descrita en este trabajo frente a las trayectorias de Magerl y An. Para ello se realizó la implantación de tornillos reales (descatalogados en el momento del experimento) pero de uso habitual y comercializados previamente para su implantación en pacientes que necesitasen una instrumentación posterior del raquis cervical bajo.

Se realizó de forma secuencial la implantación siguiendo la técnica de Magerl y la nueva trayectoria en 4 cadáveres y siguiendo la técnica de An y la descrita en este trabajo en otros 4 especímenes. En cada espécimen se implantó el tornillo de forma alterna (derecha e izquierda) siguiendo una u otra trayectoria para evitar sesgos. Una vez

finalizada la implantación, se llevó el segmento perteneciente a cabeza y cuello al Hospital Provincial de Conxo, perteneciente a la red pública del Servicio Gallego de Salud, donde se realizó, con la ayuda del Dr. Ignacio Lete Achirica, Facultativo Especialista del Área de Radiodiagnóstico, un estudio con tomografía computerizada con un aparato Philips. La tomografía fue posteriormente analizada utilizando los programas Sectra, Philips image y Horos Project. Se registró nuevamente la longitud teórica de inserción de córtex anterior a posterior y la potencial lesión de la arteria vertebral y/o de la raíz nerviosa.

Los datos fueron nuevamente analizados por el profesor Manuel Febrero Bande del Departamento de Estadística, Análisis Matemático y Optimización de la Facultad de Matemáticas de la Universidad de Santiago de Compostela utilizando el paquete estadístico informático del proyecto R.

En la tercera fase se procedió a la utilización de la nueva trayectoria descrita en esta tesis doctoral en situaciones reales de pacientes que precisaban por su patología una instrumentación posterior. En este caso se registró el número de eventos iatrogénicos y complicaciones clínicas ya que por motivos éticos no se puede realizar un estudio con tomografía computerizada en el postoperatorio de un paciente, a no ser que se requiera por sospecha de complicaciones como la pseudoartrosis, la pérdida de agarre de los tornillos que conllevarían el fracaso de la instrumentación o por sospecha de lesión arterial o nerviosa.

## **1.4 Resultados**

En la primera fase del estudio se realizó un total de 80 inserciones para cada trayectoria, siendo el total de 320. En cada inserción se recogió la longitud del posible tornillo y la potencial lesión de la arteria vertebral y de la raíz nerviosa.

En lo que respecta a la longitud de inserción, se obtuvo una media de 14,1mm utilizando la técnica de Magerl, 13,5mm con la de Anderson y 12,8mm con la de An. La nueva técnica descrita obtuvo una media de 17mm. Si bien estos datos eran indicativos de una

superioridad en longitud, era preciso realizar un estudio estadístico detallado para poder aseverarlo. Se realizó un *t*-test clásico de las ratios de unas medidas respecto a otras. De este modo se evitaba el factor escala, que implicaría un papel de las características morfológicas de la vértebra, el nivel o el tamaño. Realizando las ratios se evitó un posible sesgo debido a la variabilidad interindividual. Se estableció como hipótesis nula el valor 1, donde las trayectorias clásicas serían equivalentes a la nueva. El *t*-test desveló una superioridad de la nueva trayectoria con respecto a la de Magerl con una media de ratios de 1,240 para un intervalo de confianza del 95% con un *p*-valor <  $10^{-10}$  (1,55e-15). Frente a la trayectoria de Anderson, se obtuvo una media de diferencia entre ratios de 1,308 (para un intervalo de confianza del 95% con límite inferior de 1,253) con un *p*-valor <  $10^{-10}$  (7,505e-15). Finalmente, frente a An, el resultado en cuanto a la comparación de ratios fue una media de 1,369 (para un intervalo de confianza del 95% con límite inferior de 1,322) con un *p*-valor <  $10^{-10}$  (2,2e-16). En todos los casos la hipótesis nula fue rechazada (las trayectorias no dan lugar a tornillos de igual longitud) con *p*-valores menores de 0,00001, siendo la media de las ratios de 1,24 respecto a Magerl, 1,31 respecto a Anderson y 1,37 respecto a An. De esto se deduce que, estadísticamente, la trayectoria propuesta en este trabajo da lugar a la implantación de tornillos de mayor longitud.

En lo que respecta a la posibilidad de producir un daño a nivel radicular o arterial se realizó un test para 4 poblaciones para aclarar que efectivamente las distribuciones son diferentes y saber si se pueden comparar y posteriormente realizar un estudio estadístico por pares. Los eventos iatrogénicos registrados en este estudio son escasos y se encuentran reflejados en la Tabla 4-4.

En este caso también se usaron proporciones para la comparación, siendo en el caso del daño arterial de 0,0125 para la trayectoria de Magerl, 0,1 (equivalente a un 10%) para la de Anderson y 0 para An y la nueva trayectoria. En lo que respecta al daño radicular, la proporción del test para 4 poblaciones indica que las distribuciones son diferentes, con un *p*-valor de 0,000136 en el caso del daño arterial y con un *p*-valor <  $10^{-9}$  (1,75e-10) en el caso de daño radicular. Por tanto, se puede continuar con el test por pares. En el caso de la nueva

trayectoria, hubo diferencias estadísticamente significativas con la trayectoria de Anderson en lo que respecta al daño de la arteria vertebral. Pudiendo afirmarse que la trayectoria descrita en esta tesis doctoral da lugar a menos lesiones vasculares que la técnica de Anderson. Dada la escasez de eventos y datos, la comparación contra las trayectorias de Magerl y An no fueron significativas, aunque las proporciones de daños fueran mayores en la serie de datos obtenida en el caso de la trayectoria de Magerl (por eso el valor 1, se cumple la hipótesis nula) y similar (0 eventos) en el caso de la de An. En el caso del potencial daño radicular, la comparación de la nueva trayectoria frente a las demás nos permite afirmar que da lugar a menos lesiones nerviosas con una significación estadística para todas ellas (siendo especialmente clara en el caso de las dos primeras).

En la segunda fase del estudio, en cada tomografía computerizada de cada espécimen se analizó la longitud teórica de inserción y el potencial de daño de la raíz nerviosa y de la arteria vertebral.

En este caso se comparaba la nueva trayectoria frente a las descritas por Magerl y An. Se realizó un total de 64 mediciones de cada variable. Los 8 especímenes se dividieron en 2 grupos, 4 con las trayectorias nueva y de Magerl, 4 con las trayectorias nueva y de An. De este modo el tamaño muestral fue de 16 para cada trayectoria.

Inicialmente se calculó la media de inserción con cada trayectoria, siendo esta de 18,39mm para la nueva trayectoria, 15,36mm para la trayectoria de Magerl y 13,45mm para la de An. Igual que en la fase anterior, esto nos indica que es posible que la nueva trayectoria sea superior en cuanto a longitud de inserción del tornillo. No obstante, es necesario realizar un cálculo estadístico mediante el uso de varias herramientas, con un poder suficiente para poder corroborarlo.

Análogamente al estudio en vértebra seca, se realiza una comparación de medias de ratios mediante un *t*-test. Si bien este test está más indicado en distribuciones normales (y los resultados obtenidos no lo son), el número de datos permite el uso de este test, de mayor poder estadístico que otros más encaminados al análisis de distribuciones normales. Siguiendo el teorema central del límite, no tiene la misma calidad estadística que en la primera fase de esta tesis

doctoral, pero es la mejor alternativa disponible en relación a la serie de datos de los que se disponía.

La hipótesis nula, igual a 1, era que la trayectoria nueva y la de Magerl o An eran iguales.

En la comparación de la nueva trayectoria frente a la de Magerl, se obtuvo una media de las ratios de 1,215 con un  $p$ -valor de 0,0065 con un intervalo de confianza con un valor inferior de 1,081. De este modo se puede afirmar que, desde el punto de vista estadístico, la trayectoria nueva permitió insertar tornillos de una mayor longitud.

Respecto a la trayectoria de An, se obtuvo una superioridad de la nueva trayectoria, con una media de ratios de 1,419, con un  $p$ -valor  $< 10^{-5}$  ( $2,1e-06$ ) con un intervalo de confianza del 95% con un límite inferior de 1,314. En este caso en todas las vértebras el rango completo de resultados se encontró por encima de 1, de modo que la solidez para afirmar que la nueva trayectoria permite tornillos más largos es aún mayor.

Se estableció la proporción de daños vasculares con las diferentes trayectorias, siendo 0,00 para la trayectoria nueva descrita en este trabajo y 0,0625 para la trayectoria de Magerl y An.

Mediante un test para 3 poblaciones se estableció que las proporciones eran diferentes sin una significación estadística ( $p$ -valor=0,35).

Si bien las proporciones eran diferentes, no lo eran lo suficiente como para establecer unas conclusiones. Esto se debe a la mínima cantidad de eventos recogidos, un tamaño muestral mayor posiblemente habría permitido aseverarlo.

Por tanto, no se pudo afirmar la superioridad de la nueva trayectoria en cuando a menor daño vascular.

Análogamente se establecieron las proporciones de daño radicular (sobre 1, pudiendo expresarse sobre 100). Los resultados fueron 0,031 para la nueva trayectoria y 0,25 para la de Magerl y An.

Se realizó un test para 3 poblaciones que permitió afirmar que las proporciones eran distintas con significación estadística y un  $p$ -valor de 0,0421.

Se procedió con la comparación mediante un test por pares. En este caso, los  $p$ -valores tampoco fueron menores de 0,05 por lo que no

se puede aseverar que la trayectoria de Magerl y An tengan más eventos de daño radicular. Una vez más esto se debe al pequeño tamaño muestral y posiblemente con más especímenes sí se habría podido demostrar de haberse mantenido las mismas proporciones de iatrogenia.

En la tercera fase del estudio, no se recogió ninguna complicación en ninguno de los 20 pacientes intervenidos a nivel clínico ni se apreció tampoco en las radiografías de control postoperatorias.

## **1.5 Conclusiones**

Clásicamente, se ha demostrado que la implantación de tornillos en las masas laterales de las vértebras cervicales subaxiales es una técnica segura y efectiva.

En un escenario de distorsión anatómica, típico en patología degenerativa de columna, tumores, fracturas y malformaciones congénitas, establecer ángulos y puntos de entrada con exactitud es muy difícil sino imposible.

El uso de la nueva técnica descrita en este trabajo evita la necesidad de establecer ángulos o medir milímetros de distancia al establecer referencias locales tridimensionales.

En este trabajo se demuestra que la nueva técnica permite la implantación de tornillos en masas laterales de vértebras subaxiales con al menos la misma seguridad y con mayor longitud con respecto a las técnicas clásicas.

La nueva técnica también ha demostrado ser segura y reproducible en la práctica clínica, con una serie de veinte pacientes en los que no se ha encontrado ninguna complicación iatrogénica en relación con la nueva técnica de inserción.

### 1.1 Introducción

Hai múltiples patoloxías que requiren instrumentación da columna cervical subaxial. Os máis frecuentes son problemas dexenerativos, fracturas, malformacións conxénitas, tumores e infeccións.

A patoloxía dexenerativa cervical xérase principalmente por fenómenos de envellecemento que provocan unha diminución da altura do disco. Isto leva un conflito nas articulacións uncovertebrais e interapofisarias, dando lugar a un pregamento das estruturas ligamentosas (ligamento amarelo ou flavum, cápsula articular ...) que xeran unha diminución da canle medular causando unha mielopatía compresiva, orixinariamente pola diminución do fluxo vascular e máis tarde por fibrose xerada entre os fascículos e os núcleos medulares.

Ademais, tamén poden producirse fenómenos de compresión radicular debido á aparición de osteófitos nas articulacións intervertebrais (a nivel dos procesos articulares adxacentes ás masas laterais) dando lugar a radiculopatías.

Máis raramente, poden producirse fenómenos de oclusión da arteria vertebral debido á distorsión anatómica a nivel dos procesos transversais.

A patoloxía traumática tamén é unha gran fonte de patoloxía e a necesidade de instrumentación na columna cervical subaxial. Aqueles traumas que orixinen lesións nos ósos e ligamentos que implican unha perda de aliñamento, inestabilidade ou perda de altura do corpo vertebral conducirán a unha indicación cirúrxica a través dunha vía anterior, posterior ou combinada.

As malformacións conxénitas que orixinan anquilose nalgúns niveis e fenómenos de inestabilidade noutros tamén poden requirir fusión con estabilización con instrumentación posterior.

Os tumores, xa sexan primarios ou por metástase (máis frecuente), poden orixinar situacións que requiren descompresión da canle medular e estabilización ou osteosíntese.

Unha infección a nivel da columna vertebral ou disco ou osteomielite pode levar a unha compresión que require, por un lado, descompresión, a miúdo urxente (máis frecuentemente en infeccións pioxénicas) e, por outro lado, unha fusión e instrumentación debido á posible inestabilidade residual.

Dentro das técnicas de estabilización e artrodese da columna cervical, as vías posteriores destacaron classicamente xa que son tecnicamente menos esixentes que as vías anteriores e moitos cirurxiáns da columna vertebral se senten máis cómodos realizándoas. Tamén hai que engadir que estas técnicas demostraron classicamente a súa eficacia e seguridade. Existen múltiples técnicas de instrumentación posterior baseadas no material empregado. Tradicionalmente, describiuse o uso de fíos, suturas, ganchos e parafusos, sendo este último o método máis utilizado na actualidade.

Os parafusos da columna subaxial cervical pódense implantar exclusivamente nas masas laterais, transfacetalmente ou nos pedículos.

Os parafusos implantados nas masas laterais son o método máis utilizado. Describíronse múltiples traxectorias para a súa inserción. Estes clasifícanse en dous subtipos, cunha dirección perpendicular á masa lateral e un punto de saída inferior á raíz espinal e cunha dirección superolateral orientada a unha saída cranial e lateral á raíz nerviosa.

O pioneiro no uso desta técnica foi Roy-Camille en 1972. Orixinalmente empregou unha combinación con ganchos e máis tarde con placas de osteosíntese, antes do desenvolvemento das instrumentacións tal e como as coñecemos hoxe en día. Na súa descrición, para evitar lesións na arteria vertebral e na raíz espinal, propuxo un punto de entrada centrado no plano formado pola cortiza posterior da masa lateral, unha angulación de 10 graos desde medial á lateral con respecto á eixe da columna vertebral e unha dirección perpendicular á cortiza posterior da masa lateral. Deste xeito, evitou a lesión da arteria vertebral cando se inclinaba lateralmente e a lesión da raíz cando buscaba un punto de saída inferior a ela.

Máis tarde Magerl en 1979 describiu unha traxectoria que consistía en tomar un punto de entrada na cortiza posterior da masa lateral un milímetro medial e un milímetro cranial ao centro da mesma. Ademais, propuxo unha angulación de 25° de medial a lateral e un paralelismo con respecto á faceta articular superior no plano saxital. Deste xeito, logrou un punto de saída lateral e cranial cara á raíz nerviosa e afastado da arteria vertebral.

Anderson propuxo en 1991 modificar a idea de Magerl, usando un punto de entrada dun milímetro medial ao centro da masa lateral e unha angulación de 10° lateralmente e 30–40 graos cranialmente. Deste xeito reuniu as traxectorias de Roy-Camille e Magerl.

An, tamén en 1991, publicou a súa modificación das traxectorias propoñendo un punto de entrada de 1mm ao centro e unha desviación de 15 graos proximal e 30 graos lateral.

As técnicas mencionadas anteriormente son as máis representativas das traxectorias clásicas, aínda que hai outros autores que describiron outras modificacións das mesmas. Tamén se describiron técnicas de implantación de facetas, útiles para rescatar un parafuso que non agarra o suficiente na masa lateral, no caso de fractura de masa lateral ou principalmente cando tamén se pretende a fusión entre os dous niveis. Finalmente, describíronse as técnicas de inserción a nivel dos pedículos vertebrais, pero a proximidade da arteria vertebral e da medula espiñal significa que moitos cirurxiáns non as utilizan, a excepción de C7, onde a anatomía cambia e é máis favorable. Entre os motivos para a descrición dun número elevado de técnicas e modificacións está o medo a complicacións: lesións na arteria vertebral, lesións na raíz espinal, fracaso da instrumentación por perda de agarre dos parafusos ou fallo na fusión.

En canto ao dano potencial da arteria vertebral, debe aclararse que os eventos raramente se describiron na literatura e non hai ningunha serie que reporte unha incidencia superior ao 1%. Isto ocorre porque os parafusos implántanse nunha dirección lateral de polo menos 10 graos, o que impide que cheguen a lesionala. Pódese detectar unha lesión arterial como hematoma no postoperatorio inmediato (que pode orixinar signos de compresión e requirir unha evacuación urxente) pero se só ocorre unha oclusión, é máis difícil de detectar xa que habería

compensación pola arteria contralateral. Un dano bilateral ou un dano nun paciente cunha oclusión previa da arteria vertebral (ateromatose, osteofitose...) é potencialmente devastador ao interromper o fluxo cara á parte superior da medula espiñal, cerebelo, tronco e parte posterior do cerebro.

A raíz espinal está formada pola unión da raíz anterior e motora, que procede do corno anterior e da raíz medular posterior sensible que provén dos núcleos medulares posteriores. Pola súa banda, a raíz ou o nervio espiñal divídese en dous ramos, ambos mesturados, un anterior e outro posterior, que innervan principalmente os músculos paraespiñais e do lombo. Unha lesión do ramo posterior pode causar problemas motores nos músculos paraespiñais ou se a lesión está ao nivel C5 nos músculos retractores da escápula (dependente do nervio escapular dorsal). Tamén pode provocar síntomas sensoriais no dermatoma correspondente. Se a lesión é do nervio espiñal antes de que se divida ou de ambos os dous ramos, tamén se verá na parte ventral, afectando a mobilidade do membro superior e dos dermatomas correspondentes segundo o nivel de lesión.

Outra posible complicación é a perda de agarre ou o a arrancada do parafuso. A adherencia a nivel óseo depende de factores asociados ao paciente, como a densidade mineral ósea, afectados en patoloxías como a osteoporose ou o uso continuado de medicamentos como os corticoides. Tamén depende de factores asociados ao deseño do parafuso e á ruta de inserción. Un parafuso máis longo, cunha maior profundidade do paso da rosca e un maior número de xiros dará lugar a unha maior resistencia á falla.

O parafuso de masa lateral subaxial ideal é, polo tanto, un que, mantendo as complicacións ao mínimo, pode lograr un agarre bicortical máis longo. Aquí naceu a idea deste traballo, a proposta dunha nova técnica de implantación seguindo unha traxectoria que permita maiores lonxitudes e ao mesmo tempo menos complicacións, todo isto facilitando a técnica de selección da angulación e traxectoria.

## 1.2 Obxectivos

Este traballo de tese de doutoramento busca describir unha nova traxectoria de implantación de parafuso en masas laterais de vértebras cervicais subaxiais dun xeito preciso e estudar a súa seguridade e superioridade en comparación con outras técnicas en varias fases experimentais e clínicas.

## 1.3 Material e métodos

O estudo desenvolveuse en 3 fases. Na primeira fase, fíxose unha descrición da técnica empregando vértebras secas. Posteriormente, realizouse unha comparación da nova técnica contra as traxectorias de Magerl, Anderson e An. Para iso, fíxose unha inserción de agulla de perforación pertencente a un conxunto de parafusos canulados con pequenos fragmentos. En cada masa lateral de cada nivel de C4 a C6 de cada exemplar, seguíronse de forma secuencial as catro traxectorias, avaliando a lonxitude e potencial implicación da arteria vertebral e da raíz en cada inserción. Utilizáronse un total de 10 espiñas cervicais, pertencentes a 10 exemplares doados ao Departamento de Ciencias Morfolóxicas da Facultade de Medicina da Universidade de Santiago de Compostela e preparados no devandito departamento.

Os datos obtidos na primeira fase analizáronse coa colaboración do profesor Manuel Febrero Bande do Departamento de Estatística, Análise Matemática e Optimización da Facultade de Matemáticas da Universidade de Santiago de Compostela.

Na segunda fase, que realizouse en cadáveres, fíxose unha comparación da nova traxectoria descrita neste traballo fronte ás traxectorias de Magerl e An. Para iso, levouse a cabo a implantación de parafusos reais (interrompidos para a súa venda no momento do experimento) pero usados habitualmente e comercializados previamente para a implantación en pacientes que precisan instrumentación posterior da columna cervical inferior. A implantación realizouse seguindo de forma secuencial a técnica Magerl e a nova traxectoria en 4 cadáveres e seguindo a técnica An e a descrita neste traballo noutros 4 exemplares. En cada exemplar o parafuso

implantouse alternativamente (dereita e esquerda) seguindo un ou outro camiño para evitar nesgos.

Unha vez rematada a implantación, o segmento pertencente á cabeza e ao pescozo foi levado ao Hospital Provincial de Conxo, pertencente á rede pública do Servizo Galego de Saúde, onde se realizou un estudo con tomografía computarizada cun dispositivo Philips e a colaboración do doutor Ignacio Lete Achirica, Facultativo Especialista da Área de Radioloxía. A tomografía analizouse posteriormente empregando os programas Sectra, Philips e o proxecto Horos. Rexistráronse de novo a lonxitude teórica de inserción da cortiza anterior á posterior e a posible lesión da arteria vertebral e / ou raíz nerviosa.

Os datos foron analizados de novo polo profesor Manuel Febrero Bande do Departamento de Estatística, Análise Matemática e Optimización da Facultade de Matemáticas da Universidade de Santiago de Compostela usando o paquete de software estatístico do proxecto R.

Na terceira fase, a nova traxectoria descrita nesta tese de doutoramento empregouse en situacións reais de pacientes que requiriron instrumentación posterior debido á súa patoloxía. Neste caso, rexistrouse o número de eventos iatroxénicos e complicacións clínicas xa que, por razóns éticas, non se pode realizar un estudo con tomografía computarizada no período postoperatorio dun paciente, a non ser que sexa requirido por sospeitas de complicacións como pseudoartrose, perda agarre dos parafusos que levaría á falla da instrumentación ou a sospeita de lesións arteriais ou nerviosas.

## **1.4 Resultados**

Na primeira fase do estudo fixéronse un total de 80 insercións para cada traxectoria, sendo o total 320. En cada inserción recolleuse a lonxitude do posible parafuso e a lesión potencial da arteria vertebral e da raíz nerviosa. En canto á lonxitude de inserción, obtívose unha media de 14,1mm empregando a técnica Magerl, 13,5mm coa de Anderson e 12,8mm coa de An. A nova técnica descrita obtivo unha media de 17mm. Aínda que estes datos foron indicativos de superioridade na

lonxitude, requiriuse un estudo estatístico detallado para comprobalo.

Realizouse un *t*-test clásico das razóns dunhas medidas con respecto a outras. Deste xeito evitouse o factor de escala, o que implicaría un papel para as características morfolóxicas da vértebra, o nivel ou o tamaño. Realizando proporcións evitouse un posible nesgo debido á variabilidade interindividual.

O valor 1 estableceuse como unha hipótese nula, onde as traxectorias clásicas serían equivalentes á nova. O *t*-test revelou unha superioridade da nova traxectoria con respecto á de Magerl cunha media de 1,240 razóns para un intervalo de confianza do 95% cun *p*-valor <  $10^{-10}$  (1,55e-15). En comparación coa traxectoria de Anderson, obtívose unha diferenza media entre as razóns de 1,308 (para un intervalo de confianza do 95% cun límite inferior de 1,253) cun *p*-valor <  $10^{-10}$  (7,505e-15). Finalmente, en comparación con An, o resultado da comparación de razóns foi unha media de 1,369 (cun intervalo de confianza do 95% cun límite inferior de 1,322) cun *p*-valor <  $10^{-10}$  (2,2e-16).

En todos os casos, a hipótese nula foi rexeitada (as traxectorias non dan lugar a parafusos de igual lonxitude) con *p*-valores inferiores a 0,00001, sendo a media das razóns 1,24 con respecto a Magerl, 1,31 con respecto a Anderson e 1,37 con respecto a An.

Disto dedúcese que, estatisticamente, a traxectoria proposta neste estudo leva á implantación de parafusos máis longos.

En canto á posibilidade de causar danos a nivel raíz ou arterial, realizouse un *t*-test de 4 mostras para aclarar que efectivamente as distribucións son diferentes e para saber se se poden comparar e posteriormente realizar un estudo estatístico por parellas.

Neste caso, tamén se empregaron proporcións para a comparación, sendo no caso de danos arteriais 0,0125 para a traxectoria de Magerl, 0,1 (equivalente a un 10%) para a traxectoria de Anderson e 0 para An e a nova traxectoria.

En canto ao dano nunha raíz, a proporción nun *t*-test de 4 mostras indica que as distribucións son diferentes, cun *p*-valor de 0,000136 no caso de dano arterial e cun *p*-valor <  $10^{-9}$  (1,75e-10) no caso de dano nas raíces. Polo tanto, pódese continuar coa proba por parellas.

No caso da nova traxectoria, houbo diferenzas estatisticamente significativas da traxectoria de Anderson en canto ao dano das arterias vertebrais. Pódese afirmar que a traxectoria descrita nesta tese de doutoramento orixina menos lesións vasculares que a técnica de Anderson. Dada a escaseza de eventos e datos, a comparación coas traxectorias Magerl e An non foi significativa, aínda que as proporcións de danos foron maiores nas series de datos obtidas no caso da traxectoria Magerl e similares (0 sucesos) no caso de An.

No caso de danos potenciais nas raíces, a comparación da nova traxectoria con outras permite afirmar que leva a menos lesións nerviosas con significación estatística para todos eles (sendo especialmente claro no caso dos dous primeiros).

Na segunda fase do estudo, analizouse a lonxitude de inserción teórica e o potencial de dano á raíz nerviosa e á arteria vertebral en cada tomografía computada de cada exemplar. Neste caso, a nova traxectoria comparouse coas descritas por Magerl e An. Fixéronse un total de 64 medicións para cada variable.

Os 8 exemplares dividíronse en 2 grupos, 4 coas traxectorias novas e Magerl, 4 coas traxectorias novas e An. Así, o tamaño da mostra foi 16 para cada traxectoria.

Inicialmente, a media de inserción calculábase con cada traxectoria, sendo 18,39mm para a nova traxectoria, 15,36mm para a traxectoria Magerl e 13,45mm para a traxectoria An.

Como na fase anterior, isto indica que a nova traxectoria pode ser máis longa en canto á lonxitude de inserción do parafuso. Non obstante, é necesario realizar un cálculo estatístico mediante o uso de varias ferramentas, coa potencia suficiente para poder corroboralo.

De xeito análogo ao estudo da vértebra seca, faise unha comparación das proporcións medias usando un *t*-test. Aínda que esta proba está máis indicada nas distribucións normais (e os resultados obtidos non o son), o número de datos permite o uso desta proba, de maior potencia estatística que outras máis dirixidas á análise das distribucións normais. Seguindo o teorema central do límite, non ten a mesma calidade estatística que na primeira fase desta tese de doutoramento, pero é a mellor alternativa dispoñible en relación coa serie de datos dispoñibles.

A hipótese nula, igual a 1, era que a nova traxectoria e a de Magerl ou An eran as mesmas. Na comparación da nova traxectoria coa de Magerl, obtívose unha media das proporcións de 1,215 cun  $p$ -valor de 0,0065 cun intervalo de confianza cun valor inferior de 1,081. Así, pódese afirmar que, desde o punto de vista estatístico, a nova traxectoria permitiu a inserción de parafusos de maior lonxitude.

En canto á traxectoria de An, obtívose unha superioridade da nova traxectoria, cunha media de 1,419, cun  $p$ -valor  $< 10^{-5}$  ( $2,1 \times 10^{-6}$ ) cun intervalo de confianza do 95% cun límite inferior de 1,314. Neste caso, en todas as vértebras atopouse o rango completo de resultados por encima de 1, de xeito que a solidez para afirmar que a nova traxectoria permite parafusos máis longos é aínda maior.

Estableceuse a proporción de dano vascular coas diferentes traxectorias, sendo 0,00 para a nova traxectoria descrita neste traballo e 0,0625 para a traxectoria de Magerl e An. Usando un  $t$ -test de 3 mostras, estableceuse que as proporcións eran diferentes sen significación estatística ( $p$ -valor=0,35) Aínda que as proporcións eran diferentes, non foron suficientes para sacar conclusións. Isto débese ao número mínimo de eventos recollidos, un maior tamaño da mostra posiblemente permitise afirmar isto. Polo tanto, non se puido afirmar a superioridade da nova traxectoria en termos de menor dano vascular.

Do mesmo xeito, establecéronse as proporcións de dano na raíz. Os resultados foron 0,031 para a nova traxectoria e 0,25 para a de Magerl e An. Realizouse un  $t$ -test de 3 mostras que permitiu afirmar que as proporcións eran diferentes con significación estatística e un  $p$ -valor de 0,0421. A comparación fíxose mediante unha proba por parellas. Neste caso, os  $p$ -valores non foron inferiores a 0,05, polo que non se pode afirmar que a traxectoria de Magerl e An teña máis eventos de dano na raíz.

Unha vez máis isto débese ao pequeno tamaño da mostra e posiblemente a máis exemplares se puidese demostrarse se se mantiveran as mesmas proporcións iatroxénicas.

Na terceira fase do estudo, non se rexistraron complicacións en ningún dos 20 pacientes operados a nivel clínico, nin se observaron nas radiografías de control postoperatorio.

## 1.5 Conclusións

A implantación de parafusos nas masas laterais das vértebras subaxiais é unha técnica que clasicamente demostrou ser segura e eficaz.

Nun escenario de distorsión anatómica, típico na patoloxía dexenerativa da columna vertebral, tumores, fracturas e malformacións conxénitas, establecer ángulos exactos e puntos de entrada é moi difícil se non imposible.

O uso da nova técnica descrita neste traballo evita a necesidade de establecer ángulos ou medir milímetros de distancia ao establecer referencias locais tridimensionais.

Neste traballo demostrouse que a nova técnica permite a implantación de parafusos en masas laterais de vértebras subaxiais con polo menos a mesma seguridade e cunha maior lonxitude con respecto ás técnicas clásicas.

A nova técnica tamén demostrou ser segura e reproducible na práctica clínica, cunha serie de vinte pacientes nos que non se atoparon complicacións iatroxénicas en relación coa nova técnica de inserción.

# 1 INTRODUCCIÓN

## 1.1 Historia de la cirugía vertebral cervical y evolución de los métodos de fijación

La historia de la fijación pedicular que se emplea hoy en día en cirugía espinal es relativamente moderna, creándose la mayoría de los grandes avances en materiales en los últimos 70 años. Pese a esto, la historia del tratamiento de las lesiones que afectan a la columna es muy antigua, y encontramos registros de lesiones espinales documentadas en Egipto en el papiro de Smith del 1700–1550 a. C., que es una copia del manuscrito original del 3000 a. C. el cual habla sobre la medicina de Egipto, en el que se describen 6 lesiones traumáticas de la columna, 2 de ellas con lesión neurológica asociada [1, 2].

Posteriormente encontramos menciones al tratamiento conservador desde la época hipocrática hasta la actualidad [3, 4]. Quizás habría que mencionar los trabajos de Galeno en lo referente a las lesiones de la columna, por ser uno de los máximos contribuyentes a su estudio. Estos tratamientos buscan mediante sistemas de tracción y corsés corregir las deformidades obvias de lesiones espinales, muchas veces asociadas a complicaciones compresivas medulares.

Dos problemas limitaron el desarrollo de la cirugía raquídea hasta mediados del siglo XIX: las técnicas anestésicas y la asepsia. Ante la falta de estas tecnologías, la tasa de complicaciones de la cirugía espinal hacía que se aplicase con poca frecuencia, principalmente en casos de tuberculosis y fracturas. A mediados de siglo, en 1848, William Morton expande el uso del éter como anestésico general tras su uso en el Massachusetts General Hospital, mientras que Lister inicia sus trabajos que publica en 1857 sobre el uso del ácido fénico para prevenir la infección. Estos trabajos pasan inicialmente inadvertidos, por lo que Lister decide mejorar su técnica de asepsia y muestra sus

nuevos resultados en 1867 ante la sociedad médica británica y en el 69 en la Sociedad Médico-quirúrgica de Glasgow [5–8].

Esto abre una ventana de actuación que permite el desarrollo y perfeccionamiento de nuevos procedimientos; MacEwen mejora la laminectomía, que, aunque ya se había realizado previamente y la recomendaban cirujanos como Chopart, tenía limitaciones técnicas que dificultaban su uso; se mejoran los procesos de drenaje de infecciones como la tuberculosis, etc. [2].

En 1895 Roentgen descubre los rayos X [9], dando lugar a la posibilidad de estudiar de una nueva manera las enfermedades musculoesqueléticas, lo que a su vez facilita el desarrollo de nuevos tratamientos y métodos diagnósticos como la mielografía en 1930.

Con la ayuda de estos avances, se desarrollan los procedimientos de fusión espinal a finales del siglo XIX (aunque ya hay evidencia de artrodesis con material como la realizada por Hadra con alambre en 1881, su mejora y perfeccionamiento empieza en este momento), inicialmente por vía dorsal, con el aporte de injerto autólogo de tibia o cresta ilíaca, sobre todo en paciente con secuelas de tuberculosis [2]. A principios del siglo XX se desarrollan los abordajes anteriores y las técnicas de fijación anterior, como la descrita por Cloward en 1958 [10].

Es destacable el papel del Dr. Roy-Camille, cirujano francés formado con el profesor Judet, que extendió la fijación transpedicular cervical pese al rechazo de esta técnica en su época por el altísimo riesgo neurovascular, demostrando que es una técnica segura y fiable. Actualmente su método de fijación con modificaciones es un estándar en la cirugía cervical [11–14].

Con las nuevas posibilidades quirúrgicas, se hacen necesarios sistemas que permitan llevar a cabo fijaciones vertebrales y que den la estabilidad suficiente para garantizar los procedimientos de artrodesis. Los métodos empleados hasta la fecha eran precarios y su rigidez inapropiada. Resulta relevante la invención de la fijación transpedicular por King en 1944, empleada por primera vez en 1959 por Boucher. Holdsworth empleó placas y tornillos de osteosíntesis para completar una artrodesis en 1953. En 1958 Harrington describe su instrumental de

fijación espinal para la corrección de deformidades, que supuso un estándar durante muchos años [15].

Finalmente, todos estos avances culminaron con la creación del sistema Harms Moss [16], que empleaba sistemas con estabilidad angular como los que se emplean hoy en día en cirugía raquídea. Estos sistemas han permitido una fijación estable, rígida y sencilla en columna, lo que ha facilitado la realización de procedimientos complejos en muchas partes del mundo.

## **1.2 Factores que condicionan la fijación de tornillos en el hueso**

Pueden dividirse en: factores inherentes a las características del tornillo, factores relacionados con el montaje de la instrumentación y factores dependientes del paciente.

Un tornillo es un potente dispositivo mecánico que transforma energía rotatoria en avance [17].

Generalmente, los tornillos utilizados en las instrumentaciones de columna comparten ciertas características. Entre ellas, cabe destacar la presencia de un núcleo o alma central, responsable de la resistencia y rigidez del tornillo. El diámetro transversal de este núcleo varía para adaptarse al tamaño de la estructura donde se atornilla, en este caso, la masa lateral. En masas laterales de mayor tamaño, pueden insertarse tornillos con un núcleo más grueso, lo cual contribuye a la resistencia a la rotura y a la rigidez del tornillo (que a su vez se traduce en una contribución a la estabilidad) [17, 18].

Los tornillos también disponen de un paso de rosca, que puede ser más o menos profundo y más o menos espaciado. La rosca es responsable de producir un avance del tornillo cuando va girando. Una rosca más espaciada permite un mayor avance a expensas de disminuir el número de pasos de rosca. El número de pasos de rosca, así como su profundidad determinan una fuerza de fricción, que es la que impide que el tornillo se arranque o desenrosque, disminuyendo así las posibilidades de fracaso de una instrumentación posterior [18].

Debe existir un equilibrio entre el paso de rosca, la profundidad de ésta y el diámetro del núcleo central. De este modo, un paso de rosca muy profundo podría necesitar una fuerza de torque demasiado grande como para poder utilizarlo en condiciones de seguridad al implantarlo en un paciente, llegando incluso a dañar el propio tornillo (que puede romperse). Un paso de rosca muy superficial no genera la fricción suficiente y puede fracasar. Análogamente, un paso de rosca muy espaciado puede contribuir a la rapidez de inserción, pero disminuir la fricción al ser el número de espiras menor (véase Figura 1-1) [19].

En lo que respecta al diámetro del núcleo también debe existir un equilibrio ya que un núcleo muy fino puede dar lugar a roturas del tornillo y, al contrario, un núcleo demasiado grueso puede dar lugar a fracturas de la masa lateral al ocupar demasiado espacio y destruir hueso en su inserción [19].

De lo anteriormente expuesto también se deduce y se ha estudiado, que la longitud del tornillo es un factor crucial para la estabilidad ya que permite que, para un mismo modelo de tornillo, a mayor longitud, mayor número de roscas insertadas en el hueso y mayor fricción y resistencia al fracaso.

Otro factor a tener en cuenta es el agarre monocortical frente al bicortical. El agarre monocortical es más seguro en cuanto a que la penetración de una segunda cortical, en cirugía de raquis, puede potencialmente exponer al daño de estructuras nerviosas o vasculares. Por otro lado, un agarre bicortical genera mayor fricción y mayor resistencia al arrancamiento. El hueso cortical es más denso que el esponjoso y el agarre es mayor en él. En una masa lateral tenemos dos córtex (anterior y posterior) y hueso esponjoso en el centro. De este modo, un tornillo con un agarre bicortical daría lugar a una instrumentación más estable y resistente [18–22].

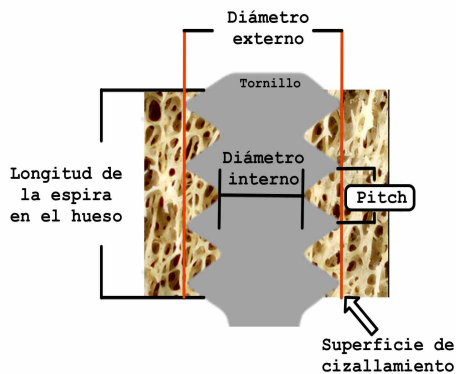


Figura 1-1 Variables del tornillo.

En lo que respecta al montaje final de la instrumentación, es importante que los tornillos se fijen de forma que exista estabilidad angular. Cuando el cabezal de la base del tornillo se conecta con las barras, debe haber sido bloqueado (perdiendo su poliaxialidad y comportándose como un tornillo monoaxial) (véase Figura 1-2). De este modo, como se ve en la Figura 1-3, las cargas en el eje vertical no darán a un fenómeno de campaneo en la punta del tornillo, que puede ir compactando el hueso esponjoso hasta provocar un aflojamiento del tornillo y por ende de todo el montaje [18, 23].

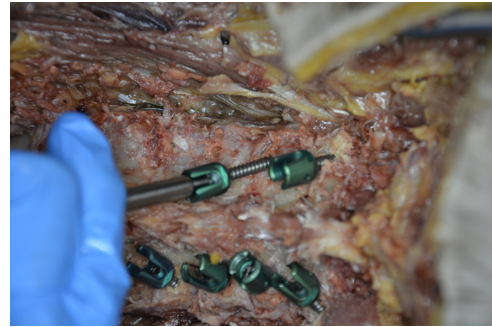


Figura 1-2 Tornillo de masa lateral cervical

También concerniendo el montaje de la instrumentación, es importante añadir barras transversales para evitar un fenómeno de campaneo en el plano coronal como se ve en la Figura 1-4 (véase [18]).

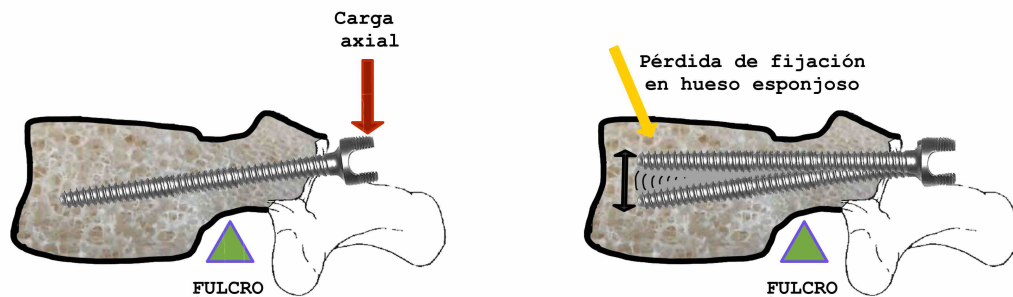


Figura 1-3 Fenómeno de campaneo o “togging” en el interior del hueso

Finalmente, hay que tener en cuenta que el material donde se implanta un tornillo, el hueso en el caso de pacientes también juega un papel crucial ya que la mayor o menor porosidad o el grosor cortical puede llevar a que la fricción generada por el tornillo sea menor y la resistencia al fallo por tanto también se ve perjudicada [18, 20–22, 24].

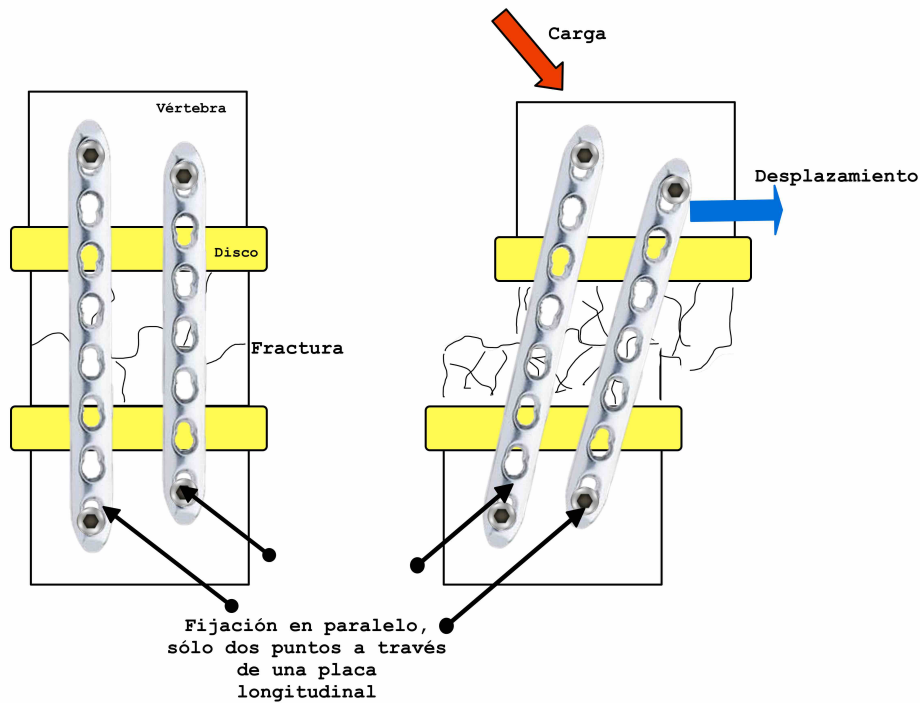


Figura 1-4 Fenómeno de campaneo o “toggling”

Aquellos procesos que cursen con una osteopenia (disminución del volumen de hueso normal), ya sea por disminución total de tejido óseo (osteoporosis) o por disminución de tejido óseo normalmente bien mineralizado (osteomalacia) y aquellos pacientes con una mayor edad, uso de fármacos que puedan alterar la mineralización (como en el caso de los corticoides), o por periodos de inmovilización prolongada previa (traumatismo en fase de secuelas, secuelas de fracturas...) tendrán una menor densidad mineral ósea que hay que tener en cuenta de cara a ampliar la estrategia de fijación posterior (uso de tornillos adicionales, técnicas de aumentación fuera



Figura 1-5 Efecto de la disminución de densidad mineral ósea

Reproducción de cults3d de acceso libre

del espectro de este trabajo de tesis...) (véanse Figura 1-5 y Figura 1-6) [18, 23].

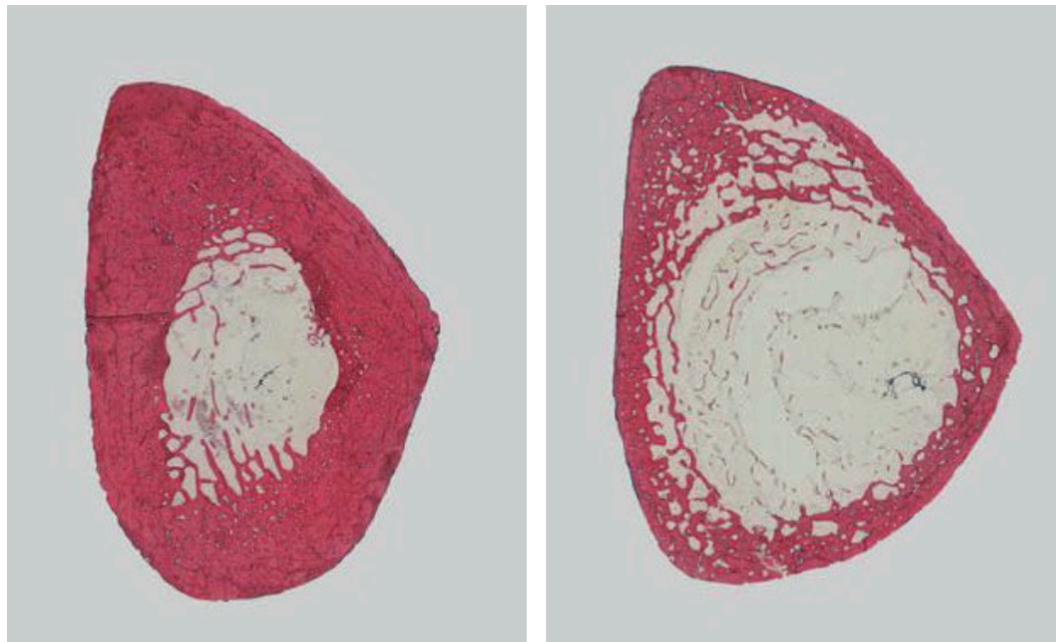


Figura 1-6 Diferencias en el grosor de la cortical ósea por osteoporosis

### **1.3 Anatomía de la columna cervical y su implicación en la fijación vertebral cervical por vía posterior**

La columna vertebral es una estructura segmentada, que presenta características comunes entre los diferentes segmentos y otras diferentes que van a ser las que nos van a permitir agrupar a las vértebras en grupos. Contamos habitualmente 33 vértebras que agrupamos de la siguiente forma: 7 vértebras cervicales, 12 torácicas, 5 lumbares, 5 sacras y 4 coccígeas.

Las funciones principales de la columna son: proteger la médula espinal a la vez que permite la salida de los distintos nervios que inervan las estructuras corporales, y proporcionar una función estática-dinámica que permita la libertad de movimientos entre las diferentes estructuras a la vez que garantiza su soporte, siendo de especial relevancia el soporte de la cabeza manteniendo su posición en el espacio.

Las vértebras se pueden estructurar en componentes más simples para entender su formación y función, y en ellas distinguimos 7 partes [24]: el cuerpo vertebral, el agujero vertebral, las láminas vertebrales, las masas laterales, las apófisis transversas, las apófisis espinosas, las apófisis articulares y los pedículos (véase Figura 1-7).



Figura 1-7 Distintas partes de la vértebra cervical subaxial (C6)

Dentro del conjunto de vértebras, las cervicales se diferencian de las demás por las siguientes características [25]:

- Forman un conjunto de 7 vértebras (C1–C7).
- Ofrecen un canal ancho que permite la salida del cordón medular desde el agujero magno, siendo la disposición de éste, triangular, con una base ancha anterior.
- Estructuralmente los pedículos nacen de la parte posterior de las caras laterales del cuerpo vertebral, con sus bordes superior e inferior muy escotados.
- La mayoría de las espinosas son bituberositarias.
- Las apófisis transversas, bituberculosas, en su formación dejan un agujero central, el agujero transverso, para el paso de la arteria vertebral.

- El cuerpo vertebral es alargado en el plano transversal, más grueso por delante, y ofrece en su cara superior las apófisis unciformes.

La suma de las apófisis articulares superior e inferior dan lugar a lo que conocemos como masa lateral.

A parte de las peculiaridades de este segmento, dentro del mismo existen vértebras especializadas que van a tener las siguientes características específicas:

- La vértebra C1, atlas, es un anillo óseo en el que encontramos dos masas laterales que permiten diferenciar los arcos anterior y posterior. Por la parte anterior se articula con la apófisis odontoides. El plano posterior sirve de protección a la médula. La apófisis espinosa es vestigial y esta vértebra carece de cuerpo.
- La segunda vértebra cervical, axis, presenta un cuerpo con una apófisis prominente en su cara superior, la apófisis odontoides o diente del axis, que va a servir de pivote para la articulación atloaxoidea.

Entre las vértebras cervicales vamos a encontrar las siguientes articulaciones diferentes que van a dar estabilidad al conjunto:

- Articulaciones intervertebrales entre los cuerpos vertebrales, en las que colaboran las apófisis unciformes.
- Articulaciones intertransversas, entre las carillas que ofrecen las apófisis transversas.
- Articulación occipitoatloidea, entre la base del cráneo y el atlas.
- Articulación atlantoaxoidea, entre el diente del axis y el arco anterior del atlas.

Funcionalmente la región cervical permite la orientación y movilización de la cabeza en relación al resto del cuerpo. Los movimientos de este segmento son el resultado de una coordinación entre los diferentes elementos que los constituyen, y para alcanzar el mayor rango de movilidad todos los elementos deben implicarse en la columna cinética. Este rango de movilidad normal se establece como 80–90 grados de flexión, 70° de extensión, y unos 90° de rotación a

ambos lados [26]. Pese a lo anterior, nos encontramos con dos segmentos claramente diferenciados por su función. Los primeros segmentos vertebrales, junto con la articulación occipitoatloidea, permiten una rotación de unos 50° a cada lado, siendo responsable de este movimiento mayormente la articulación C1–C2 [26]. La flexo-extensión en cambio no excede los 15–20 grados en este segmento. Por tanto, el segmento inferior es el principal responsable de la flexo-extensión y en menor medida de la rotación, y de todos los movimientos de lateralización.

Si nos centramos en la anatomía aplicada a la cirugía vertebral, con especial énfasis en la fijación con tornillos pediculares en masas laterales, tenemos que conocer la estructura y la morfometría de estas estructuras para optimizar la fijación en las mismas.

Las masas laterales son el resultado de la unión de las facetas articulares superior e inferior en la misma vértebra. Esto da lugar a un macizo aplanado de superior a inferior. La cara superior está formada por la carilla articular superior, con una longitud doble a la de su anchura. La cara inferior, también articular, se relaciona con la articular superior de la siguiente vértebra. El límite medial lo establece la salida de la lámina vertebral, y en posición anteromedial nos encontramos el pedículo articular. En la región anterolateral nos encontramos el agujero transversal con la arteria vertebral, una de las principales limitaciones en estas técnicas y fuente de complicaciones. El pedículo adyacente, junto con la pared posterolateral del cuerpo vertebral y la parte anteromedial de la faceta articular superior, dan lugar al foramen por el que va a discurrir la raíz nerviosa, que es la segunda zona de limitación y complicación en la inserción de tornillos de fijación [27].

Intentar estandarizar las medidas de las estructuras en las que vamos a fijar nuestro material y sus referencias a las estructuras neurovasculares es una utopía, pero conocer los valores medios, para orientarnos y establecer unos valores de referencia es esencial ante una fijación quirúrgica.

Prabavathy y sus colaboradores [28] describieron los pedículos de C3 a C7, con una longitud de 6,96mm a 5,44mm, una altura de 7,5mm a 6,64mm y una anchura de 5,8mm a 4,96mm, respectivamente. Estos hallazgos se corresponden con los encontrados por otros autores

[29], que demuestran un pedículo de mayor volumen en C3 para ir decreciendo hasta C7. Estos valores demuestran la dificultad técnica y la no viabilidad en algunos casos para la inserción segura de tornillos pediculares.

El estudio de las masas laterales vemos que es más extenso en la bibliografía [30–35], con multitud de trabajos que estudian sus dimensiones, encontrando valores para la profundidad de la masa lateral de C3 a C7 de 13,5mm a 9,5mm respectivamente, y con un diámetro longitudinal de 14mm a 11,5mm respectivamente. Estos valores son semejantes entre sexos. Se aprecia una discrepancia entre C7 con menor volumen en relación a C3–C6. Esto nos da una idea del mayor volumen que representa la masa lateral en relación con el pedículo.

Es interesante ver cómo a medida que descendemos desde C3 a C7 la angulación de las facetas baja de algo más de 50 grados a unos 30 grados en C7. Esta angulación puede limitar y dirigir nuestra trayectoria en la inserción de tornillos pediculares.

Por tanto, podemos ver como las masas laterales son estructuras que recuerdan a un hexaedro aplanado con un diámetro que no suele exceder los 15mm en su eje mayor, con la arteria vertebral en posición anteroexterna y con la salida de la raíz vertebral cruzando su cara anterior. Esta distribución anatómica remarca la complejidad técnica de la inserción pedicular en este espacio, con abordajes quirúrgicos limitados y por ello es esencial el disponer de técnicas estandarizadas que permitan maximizar estos diámetros para alcanzar la mayor longitud posible minimizando los riesgos.

### **1.4 Generalidades de la patología de la columna vertebral cervical e indicaciones quirúrgicas**

La columna cervical puede verse afectada por un gran número de entidades patológicas. En esta sección de este trabajo, se analizarán las más importantes, centrandó el contenido en las vértebras cervicales subaxiales C3-C6 (C7, si bien es una vértebra subaxial, se considera una vértebra de transición por lo que, en muchos apartados y muchos autores, se le considera como un segmento diferente).

### **1.4.1 Espondilosis cervical**

Los cambios degenerativos en el raquis cervical están presentes de forma ubicua en la población. Generalmente afecta a individuos mayores de 40 años y suelen ser asintomáticos en muchos casos. Son consecuencia del envejecimiento. En ocasiones pueden ser sintomáticos, presentando el paciente dolor cervical, radiculopatía o signos de mielopatía (o una combinación de los tres en mayor o menor proporción).

El dolor cervical subaxial se debe principalmente a la irritación de la musculatura paraespinal (aunque también puede provenir de las facetas articulares o del disco, siendo estos los pacientes que más se benefician de la cirugía de raquis cervical si fracasan las medidas conservadoras). La radiculopatía cervical se debe a la irritación o compresión de las raíces nerviosas y se manifiesta con irradiación a la extremidad superior. La mielopatía cervical es el desarrollo de signos y síntomas relacionados con la afectación de los tractos medulares como consecuencia de los cambios degenerativos, principalmente por compresión.

La degeneración de la columna cervical suele comenzar con una afectación del disco vertebral, que pierde su capacidad de almacenamiento de agua y pierde altura o se altera en su periferia dando lugar a herniaciones. Esto desencadena una serie de cambios como una compresión de las articulaciones uncovertebrales y un movimiento aberrante entre los distintos niveles. El colapso entre vértebras adyacentes da lugar a un abombamiento del ligamento flavum y las cápsulas articulares, reduciendo el espacio en el canal y en el foramen.

La formación de osteofitos y la progresiva cifosis resultante (por mayor pérdida de altura ventral ya que el disco tiene mayor grosor a ese nivel) completa el proceso compresivo.

La compresión es el elemento clave para la aparición de radiculopatías y mielopatías. Si bien el efecto mecánico en sí puede tener un efecto, parece demostrado que el problema de la compresión es la alteración de la vascularización. En un primer momento, se altera el retorno sanguíneo al obstruirse la circulación venosa. Esto da lugar a

un edema que empeora el cuadro compresivo al aumentar la raíz o un segmento medular de tamaño (generando un mayor conflicto de espacio). Si se mantienen en el tiempo, aparecen fenómenos de fibrosis intraneural. El movimiento también influye en los fenómenos compresivos, ya que la flexión aumenta el espacio foraminal y la extensión lo disminuye, de este modo, hay pacientes que pueden generar una radiculopatía compresiva dinámica. Esto mismo también ocurre en el canal medular, generándose mielopatías dinámicas. En el caso del canal medular, la flexión, si el resto de los elementos son normales, no disminuye el tamaño del canal, pero si hay inestabilidad crónica, como en el caso de una retrolisteis/anterolistesis, la flexión puede contribuir también a la estenosis (se ve sobre todo en mayores de 70 años). La flexión cervical produce cambios en la morfología medular, si bien hace que la médula aumente en longitud y disminuya en grosor (lo que contribuiría a un menor conflicto de espacio), tira de los elementos nerviosos y puede contribuir a la mielopatía dinámica.

En la evaluación del paciente con sospecha de espondilosis cervical, es necesario analizar las características del dolor. El paciente suele presentar dolor en la región posterior del cuello y trapecios. Tiene dolor en la musculatura paraespinal y puede irradiar al occipucio o a la parte alta del hombro (sin llegar a ser una braquialgia, a no ser que exista una radiculopatía asociada). Si el dolor se exacerba con la flexión, sugiere un dolor de origen miofascial; si es la extensión y la rotación la que empeora el cuadro, suele tratarse de una discopatía. En múltiples ocasiones, cuando existe una braquialgia por radiculopatía, el paciente encuentra alivio con la abducción de hombro ya que ésta disminuye la tracción nerviosa. En el diagnóstico de la radiculopatía es especialmente útil la maniobra de Spurling, que consiste en la extensión y lateralización cervical, la cual agrava la clínica en los pacientes donde existe una compresión neural, y lleva a sospechar patología miofascial, de hombro o neuropatía compresiva periférica si es negativa.

La radiculopatía cervical C3 resulta de una discopatía C2-C3 y es rara. El ramus posterior de la raíz C3 inerva la región occipital y por tanto su compresión genera dolor a ese nivel. No hay una clínica motora específica y por tanto el diagnóstico diferencial es complicado.

La radiculopatía C4, que resulta de la discopatía y cambios degenerativos C3-C4, puede dar lugar a dolor en región lateral del cuello y parte superior de la cintura escapular. C4 contribuye a la formación del nervio frénico, por lo que podrían verse afectaciones de la mecánica respiratoria (respiración paradójica).

La radiculopatía C5 clásicamente cursa con dolor en el hombro (superior y lateral). C5 inerva de forma motora al deltoides y redondo menor (nervio axilar), romboides mayor, romboides menor, elevador de escápula (nervio dorsal escapular), parcialmente a bíceps (nervio musculocutáneo, raíces C5 y C6) y supraespinoso e infraespinoso (nervio supraescapular, tronco primario superior, raíces C5 y C6). Por tanto, una lesión a este nivel se manifiesta como una debilidad para la abducción glenohumeral, una discinesia escapulotorácica, un déficit más parcial para la rotación externa glenohumeral y un déficit parcial también para la flexión del codo. Generalmente, se debe sospechar un problema a este nivel cuando la movilidad glenohumeral pasiva, así como otras pruebas de provocación de patología de hombro no son dolorosos. La radiculopatía a este nivel puede cursar con abolición del reflejo bicipital.

La radiculopatía C6 se manifiesta con dolor en la base del cuello, cara lateral de brazo/codo, cara palmar de dedos más laterales (especialmente pulgar, simula un túnel carpiano). A nivel motor C6 inerva en parte al deltoides (nervio axilar), al bíceps (nervio musculocutáneo), y de forma más característica a los extensores de la muñeca y supinadores (nervio radial). Puede haber abolición del reflejo estiloradial.

La radiculopatía C7 es la que se afecta más frecuentemente a nivel cervical. Resulta de una patología interdiscal C6-C7. El dolor se localiza en la región posterior del cuello, hombro y brazo. Las disestesias se centran en el dorso del tercer dedo. C7 inerva al tríceps (nervio radial) y los flexores de la muñeca (nervio mediano) y extensores de dedos (nervio radial) y su afectación puede causar debilidad motora a ese nivel. El reflejo tricipital también puede verse abolido.

La radiculopatía C8 se relaciona con una discopatía C7-T1. C8 inerva la región cubital del antebrazo, región cubital de la mano y 4º/5º

dedos. A nivel motor inerva los músculos flexores de los dedos (nervio mediano) y la musculatura de la mano, produciendo debilidad a esos niveles si existe una radiculopatía.

La raíz T1 se puede afectar más distalmente (disco T1-T2) y da lugar a debilidad de la musculatura interósea. A nivel sensitivo inerva la cara medial del brazo/codo.

La mielopatía cervical es difícil de diagnosticar, ya que los cambios pueden ser sutiles, sobre todo en las fases más iniciales. Depende mucho de la región medular comprimida. A nivel sensitivo puede existir una compresión en el tracto espinotalámico (provoca dolor y distemia contralateral), en la columna posterior (afectando a la sensibilidad vibratoria y alteraciones de la marcha) y en la raíz dorsal (afectando al dermatoma correspondiente). A nivel motor puede producir debilidad de motoneurona inferior en el nivel de la lesión acompañado de hiporreflexia, o puede producir clínica de motoneurona superior con hiperreflexia y espasticidad.

Existen 5 categorías de mielopatía, clasificadas por Crandall y Batzdorf: 1) lesión transversa, afectando al haz espinotalámico, coroticoespinal y cuerda posterior (estadio final). 2) lesión de los tractos corticoespinales y a la asta anterior, dando lugar a espasticidad. 3) síndrome central, afectando a la extremidad superior principalmente. 4) Síndrome de Brown-Séquard, con clínica motora ipsilateral y sensitiva contralateral (estadio inicial). 5) braquialgia y síndrome medular consistente en dolor radicular en la extremidad superior con clínica motora o sensitiva en tractos largos.

Ferguson y Caplan dividieron las mielopatías en 4 categorías: 1) Medial, afectando a tractos largos. 2) lateral, dando lugar a afectación de tipo radicular. 3) combinada. 4) síndrome vascular, mielopatía rápidamente progresiva. Posteriormente se añadió una nueva categoría: 5) síndrome anterior: debilidad motora en extremidades superiores sin manifestación en extremidad inferior ni afectación radicular ni de tractos largos.

Generalmente los pacientes con mielopatías refieren una debilidad progresiva, torpeza en el desarrollo de actividades manuales, disestesias difusas, alteración de las habilidades motoras finas. También

refieren torpeza, desequilibrio en la marcha. En ocasiones pueden presentar espasticidad.

Durante la exploración física de estos pacientes, se aprecia clonus e hiperreflexia que sugieren una afectación de motoneurona superior. También aparecen reflejos anómalos como Babinski, Hoffman (flexión digital al rascar el pulpejo) o reflejo radial invertido (con flexión dedos al golpear entesis braquiorradial).

La afectación sensitiva es muy variable en la mielopatía cervical, dependiendo del área afectada, habrá alteración en la sensibilidad térmica, dolor, propioceptiva, vibratoria y táctil. El signo de L'Hermitte (contracturas/convulsiones con flexión y extensión del cuello) puede estar presente.

La indicación quirúrgica de descompresión y artrodesis posterior en esta entidad patológica viene dada por la presencia de factores de mal pronóstico: una compresión que se mantiene en el tiempo y que llega a un estadio moderado o severo, tiene menos probabilidades de recuperarse (debido a la fibrosis intraneural e intramedular). La progresión de síntomas, el aplanamiento medular, la disminución en el área de ocupación medular son síntomas que inclinarían al cirujano a recomendar un tratamiento quirúrgico. Una compresión dinámica también debe ser estudiada y ser tenida en cuenta ya que la corrección de una inestabilidad puede mejorar y evitar la progresión de una mielopatía espondilótica dinámica. También en el caso de deformidades cifóticas, es posible que una vía anterior sea necesaria ya que una vía posterior no alivia la compresión, al ser ésta puramente anterior.

Si bien la descompresión y estabilización puede realizarse por vía anterior (si se asocian radiculopatías y se necesita descomprimir el foramen transverso para mejorar flujo de la arteria vertebral), en casos de mielopatía multinivel, o cuando la causa más clara de compresión es posterior, la vía posterior está más indicada.

En el caso de las radiculopatías compresivas, sin mielopatía, suele preferirse una vía anterior ya que la descompresión es directa y se puede abordar también el foramen transverso, a mayores del foramen de conjunción. Se puede realizar una descompresión posterior o vías

combinadas si hay otras patologías concomitantes que requieran una estabilización posterior [16, 36–38].

### **1.4.2 Mielopatía cervical de origen tumoral**

Análogamente a las mielopatías degenerativas, un proceso neoformativo a nivel cervical, ya sea primario o una metástasis, puede dar lugar a toda la sintomatología descrita en el apartado anterior [16].

### **1.4.3 Malformaciones congénitas**

Se han descrito malformaciones congénitas en la columna cervical superior. A nivel subaxial, algunas malformaciones congénitas pueden dar lugar a mielopatías o pueden provocar repercusiones funcionales por la deformidad que requieran una fusión vertebral.

En otras ocasiones, como en el síndrome de Klippel Feil, se pueden encontrar fusiones de unos segmentos asociados a inestabilidad superior que requiere estabilización.

Una canal normoformado, pero congénitamente estenótico, tiene mayor tendencia a generar una mielopatía compresiva dinámica o estática.

### **1.4.4 Traumatismos**

Como se ha visto en la sección dedicada a la anatomía de la columna vertebral baja, ésta es compleja y posee múltiples estructuras ligamentosas que estabilizan las vértebras, permitiéndoles una cierta capacidad de carga axial.

Dado que el mayor restrictor al desplazamiento es el anillo discal posterior, cuando acontece una fractura-luxación, se supone un daño del mismo.

La presencia de cambios degenerativos o malformaciones congénitas puede modificar las propiedades viscoelásticas del raquis, haciéndolo más o menos vulnerable a determinadas fuerzas lesivas.

Desde un punto de vista biomecánico, la columna inferior tiene una movilidad compleja, restringida principalmente por el anillo fibroso, con unos 11 grados de flexoextensión y 5 grados de lateralización y rotación. Todo ello acompañado de una traslación de 1-2mm. Cuando se produce un traumatismo, puede haber una traslación o movimiento que supere el rango normal, dando lugar a lesiones ligamentosas y poniendo en peligro las estructuras nerviosas.

De cara al diagnóstico, inicialmente de sospecha y para ver la progresión de una lesión es necesario, posteriormente, realizar exploraciones repetidas en el caso de traumatismo raquídeos. Como se vio en el apartado de las radiculopatías de esta sección, se evalúa la musculatura periférica clave para diagnosticar un nivel o niveles de lesión neurológica. Lo más importante es testar la flexión del bíceps (C5), la extensión del tríceps (C7), la extensión de la muñeca (C6), la flexión digital (C8) y la separación digital (T1).

En base a los hallazgos, se puede descartar la lesión cervical (con la consecuente retirada del collarín cervical) en pacientes conscientes, asintomático y sin otras lesiones que puedan distraer la exploración. En pacientes asintomáticos, pero con otras lesiones, puede mantenerse el collarín y reevaluar al paciente una vez eliminada la distracción (reducción e inmovilización de fracturas). En pacientes sintomáticos u obnubilados es necesario un estudio de imagen para descartar lesiones (siendo la tomografía computerizada la prueba de elección, combinada a criterio del centro con estudios de resonancia magnética para descartar lesiones ligamentosas).

Respecto a la clasificación de las lesiones, es muy compleja dado que, en la columna cervical baja, nos encontramos con una anatomía compleja con 3 articulaciones mayores y múltiples estructuras ligamentosas. Existen clasificaciones morfológicas que se basan en la descripción de la lesión (luxación de facetas, estallidos...) que ayudan a caracterizar la lesión, pero no el tratamiento. Las clasificaciones mecanicistas, lo hacen en función del mecanismo lesivo, lo cual permite establecer estrategias de reducción deshaciendo la lesión. También hay clasificaciones en función de la estabilidad de la lesión, pero esto no siempre es fácil de establecer, aunque serían las más encaminadas a establecer un algoritmo de tratamiento.

Una columna estable es aquella que bajo estrés fisiológico mantiene las relaciones entre los segmentos vertebrales como si no hubiese existido un daño, sin irritación medular ni radicular y sin cambios que impliquen la aparición de deformidades ni dolor.

En la actualidad hay dos sistemas de valoración de las fracturas vertebrales subaxiales que están reconocidas por la comunidad de cirujanos de raquis.

El CSISS (*cervical spine injury severity score*) evalúa la columna anterior, los pilares, y la columna posterior. Estableciendo una puntuación de 1 a 5 para cada elemento en función de la gravedad de la lesión. Sobre un máximo de 20 puntos.

El SLIC (*subaxial cervical spine injury classification*) se basa en evaluar la morfología, el complejo discoligamentoso y el estado neurológico del paciente. En cuanto a la morfología, establece 1 punto para las lesiones por compresión y 2 puntos por estallido o cuando una desviación de más de 10° está presente. Las lesiones por distracción, con afectación del anillo, disco o elementos posteriores tienen un peor pronóstico y se les asignan 3 puntos (lesiones por hiperflexión o por hiperextensión). Las lesiones por rotación o luxaciones facetarias se clasifican con 4 puntos. En lo que respecta al estado discoligamentoso, un ensanchamiento o traslación por encima de los límites fisiológicos indica una disrupción (también visible en resonancia magnética). Si está alterado se le asignan 3 puntos, si no puede determinarse su estado 2 puntos y si es normal 0 puntos. También se evalúa la función neurológica en el sistema SLIC, las lesiones radicales tienen mejor pronóstico y se puntúan con 1 punto, las lesiones medulares puntúan con 2 puntos. Curiosamente a las lesiones medulares incompletas se les asigna 3 puntos ya que se benefician más de una cirugía (a pesar de ser menos graves per se). Con más de 5 puntos se recomienda la cirugía.

### 1.4.4.1 Lesiones anteriores

Las lesiones por compresión anterior ocurren por hiperflexión, a veces acompañada de fuerzas axiales. Suelen afectar al disco y dan lugar a un acúñamiento en el cuerpo vertebral, generalmente de la placa superior. Si no hay afectación severa ósea o lesión posterior asociada se

tratan conservadoramente. Si existe una lesión posterior, generalmente se hace una instrumentación posterior.

Las lesiones por estallido se deben principalmente a la carga axial, aunque con un componente de flexión. También se suelen deber a un fallo en la placa superior. Pueden ocurrir lesiones posteriores asociadas. Si no hay lesión posterior y la altura del cuerpo vertebral es satisfactoria pueden tratarse conservadoramente. En caso contrario hay que hacer una vía anterior para corregir la altura y posiblemente una vía posterior si hay lesión ligamentosa.

Las lesiones por flexión y carga axial se deben a fuerzas oblicuas de superior a posterior (zambullida) y dan lugar a lesiones en gota de lágrima con repercusión ligamentosa posterior. Suelen acompañarse de lesión neurológica y daño en elementos posteriores. Estas lesiones son casi siempre quirúrgicas porque afectan a la estabilidad ligamentosa anterior y posterior (doble vía).

Las lesiones de las apófisis transversas son poco comunes en las vértebras subaxiales, suelen asociarse a otras lesiones. No generan inestabilidad per se.

Las lesiones por distracción del anillo discoligamentoso se producen por una hiperextensión/distracción anterior, cizallamiento y compresión posterior. Se produce un daño del anillo y puede haber un daño de las masas laterales. Si no hay lesión posterior podrían tratarse conservadoramente, si la hay suele hacerse una vía anterior (doble según la entidad de la lesión posterior ósea).

#### 1.4.4.2 Lesiones posteriores

Las fracturas de la apófisis espinosa y de la lámina ocurren por mecanismos de hiperextensión o por contracciones bruscas de la musculatura espinal. Se suelen tratar conservadoramente.

#### 1.4.4.3 Lesiones laterales

Fracturas aisladas de las facetas. Suelen deberse a compresión axial que provoca choque entre facetas. Generalmente estables y de tratamiento conservador.

Las fracturas de la masa lateral se deben a lateralizaciones e hiperextensiones (fuerza compresiva). Existen 4 tipos: Tipo 1) fractura de la masa con afectación de pedículo y lámina. Tipo 2) similar pero conminuta. Tipo 3) fractura vertical con invaginación de la faceta en la masa lateral. Tipo 4) espondilolistesis traumáticas (bilaterales).

Suelen operarse las de tipo 4 debido a la inestabilidad importante que producen. Las de tipo 1, 2 o 3 dependen del resto de elementos lesionados (ligamentos contralaterales, separación...).

#### 1.4.4.4 Luxaciones facetarias

Las luxaciones unifacetarias se asocian a hiperflexión y rotación. Tratamiento controvertido, puede ser conservador y si se asocia a fracturas puede inclinarse más a quirúrgico.

Las luxaciones bilaterales son muy graves por su repercusión neurológica. Suelen deberse a hiperflexión, sin necesariamente rotación. Suelen implicar una reducción del canal de un 50% y muchas veces implican herniación discal (65%). Si el disco está herniado se recomienda una vía anterior, si no lo está, una vía posterior puede ser suficiente [39].

#### 1.4.5 Infecciones y enfermedades inflamatorias

Existe un alto número de patógenos víricos y bacterianos que pueden dar lugar a una mielitis y un síndrome compresivo. Lo mismo ocurre con enfermedades autoinmunes.

Generalmente son de tratamiento médico. En algún caso extremo, un absceso puede requerir descompresión [16, 36, 38].

### 1.5 Trayectorias actuales para la implantación de tornillos en masas laterales de la columna cervical

La estabilización del raquis cervical subaxial suele realizarse por vía posterior, sin embargo, algunas patologías pueden necesitar un doble

abordaje (anterior y posterior) para conseguir una correcta estabilización.

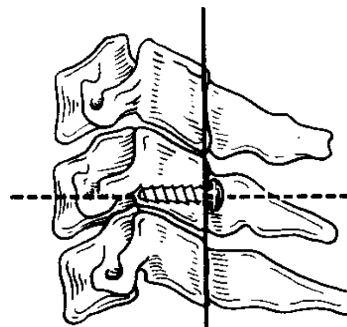
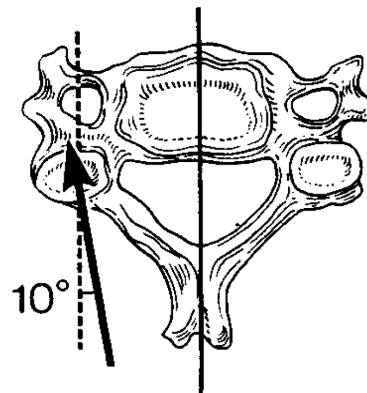
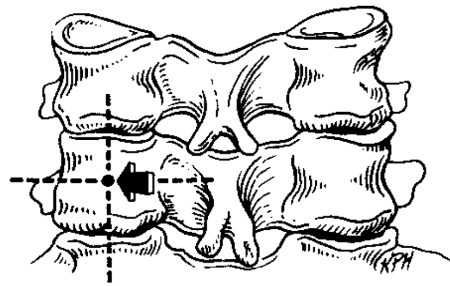
Existen múltiples métodos de osteosíntesis e instrumentación que, históricamente, han incluido el uso de placas, ganchos, alambres...

Actualmente el uso de tornillos parece haberse impuesto, siendo el método de fijación más utilizado entre los cirujanos de raquis [40–45].

La fijación mediante tornillos a nivel de las masas laterales cervicales a nivel subaxial, fue introducida en 1972 por Roy-Camille y desde entonces múltiples variantes y nuevas trayectorias han sido descritas [11–14, 46]. Aunque también se han descrito técnicas para el uso de tornillos transpediculares, en lugar de en la masa lateral, la tasa de complicaciones, principalmente de lesión de la arteria vertebral, hace que muchos cirujanos sean reticentes a su uso y sigan prefiriendo los tornillos en la masa lateral como elemento principal en las instrumentaciones posteriores de raquis cervical subaxial [47]. Estas técnicas se subdividen en 2 grupos: aquellas que buscan una inserción perpendicular al plano o córtex posterior de la masa lateral, con un punto de salida caudal a la raíz (como describió originalmente Roy-Camille) o aquellas en las que se utiliza una trayectoria oblicua de caudal a proximal y de medial a lateral, con el objetivo de generar un punto de salida craneal y lateral al ramus posterior (siendo las descritas por Magerl, Anderson y An las más relevantes de las trayectorias clásicas) [48–50].

### **1.5.1 Trayectoria de Roy-Camille**

Roy-Camille, en 1972, publicó la primera referencia acerca de la inserción de tornillos en las masas laterales de las vértebras C3 a C6. En su descripción original, refería que un tornillo transpedicular no era factible a este nivel y abogaba por la inserción de un tornillo perpendicular al muro posterior de la masa lateral, con un punto de entrada correspondiente con el centro de la masa lateral (córtex posterior) y con unos 10° de desviación lateral (de medial al lateral) (véanse Figura 1-8 y Figura 1-9) [11–14, 30, 41, 46, 51–54].



**Figura 1-8 Trayectoria de Roy-Camille**

Xu R, Haman SP, Ebraheim NA, Yeasting RA. The anatomic relation of lateral mass screws to the spinal nerves. A comparison of the Magerl, Anderson, and An techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999 Oct 1;24(19):2057-61. doi: 10.1097/00007632-199910010-00016. PMID: 10528384.

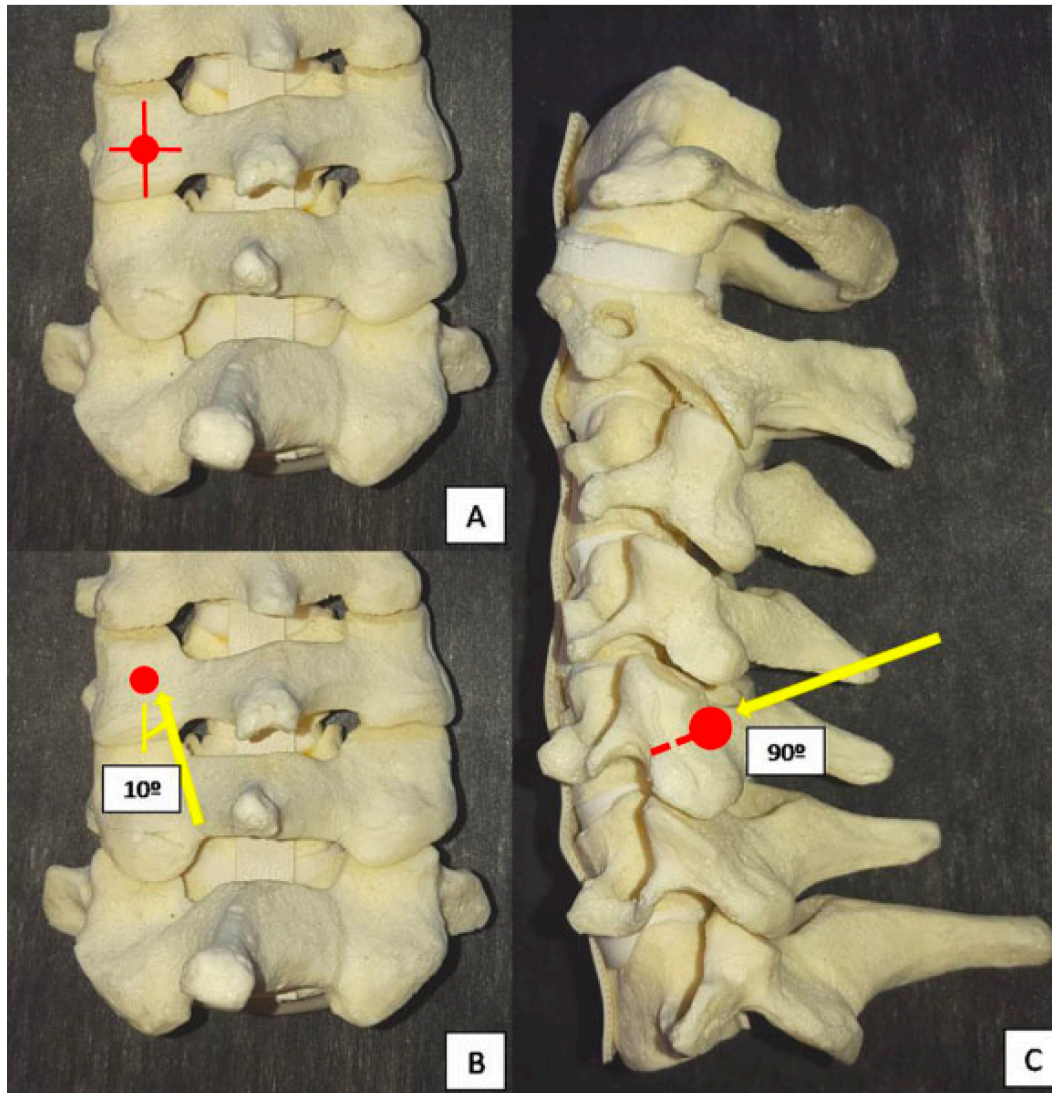
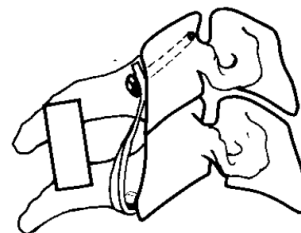


Figura 1-9 Trayectoria de Roy-Camille en los tres planos del espacio

Joaquim AF, Mudo ML, Tan LA, Riew KD. Posterior Subaxial Cervical Spine Screw Fixation: A Review of Techniques. *Global Spine Journal*. 2018;8(7):751-760. doi:10.1177/2192568218759940

### 1.5.2 Trayectoria de Magerl

Magerl, en 1979, comenzó a utilizar una técnica de implantación de tornillos en masas laterales de vértebras cervicales subaxiales variando la trayectoria de inserción y el punto de entrada, con respecto a la técnica previamente descrita por Roy-Camille. Proponía un punto de entrada 1mm medial y craneal al centro del córtex posterior de la masa lateral y una angulación de 25° de medial a lateral y una inclinación proximal siguiendo el plano de la carilla articular superior (unos 40°–60°). De este modo evitaría dirigirse a la arteria vertebral (que quedaría en una posición medial a la punta del tornillo en caso de perforación del córtex anterior). También contribuiría a la disminución de lesiones iatrogénicas la situación proximal del tornillo respecto a la raíz. Originalmente la técnica fue descrita en combinación con ganchos, pero posteriormente en 1987 ya fue adaptada para su uso con sistemas de barras posteriores (véanse Figura 1-10, Figura 1-11 y Figura 1-12) [41, 48, 53–57].

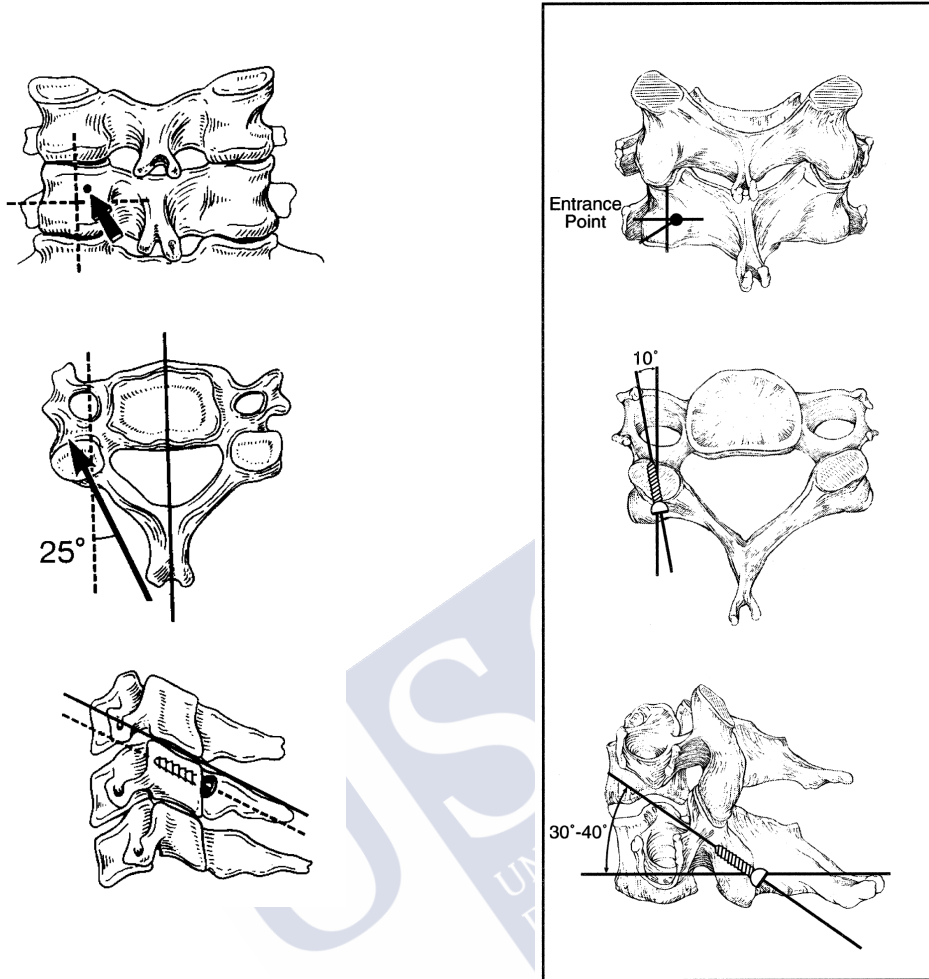


**Figura 1-10 Descripción original de Magerl**

Magerl F., Grob D., Seemann P. (1987) Stable Dorsal Fusion of the Cervical Spine (C2-Th1) Using Hook Plates. In: Kehr P., Weidner A. (eds) Cervical Spine I. Springer, Vienna. [https://doi.org/10.1007/978-3-7091-8882-8\\_38](https://doi.org/10.1007/978-3-7091-8882-8_38)

### 1.5.3 Trayectoria de Anderson

Anderson et al. describieron en 1991 una modificación de la trayectoria de Roy-Camille y Magerl tras realizar un estudio anatómico. Proponían un punto de entrada localizado 1mm medial al centro del córtex posterior de la masa lateral y una trayectoria con una angulación craneal de 30°–40° y lateral de 10°. Dentro de las conclusiones que obtuvieron, destaca que la trayectoria de Roy-Camille ponía en riesgo la faceta articular inferior (por eso una angulación craneal era aconsejable). Esta trayectoria era un compendio de las dos técnicas anteriores, coincidiendo con la angulación lateral de Roy-Camille y caudocraneal, paralela a la faceta, de Magerl (véanse Figura 1-11 y Figura 1-13) [49, 54].



**Figura 1-11 Comparación de las trayectorias de Magerl y Anderson**

Xu R, Haman SP, Ebraheim NA, Yeasting RA. The anatomic relation of lateral mass screws to the spinal nerves. A comparison of the Magerl, Anderson, and An techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999 Oct 1;24(19):2057-61. doi: 10.1097/00007632-199910010-00016. PMID: 10528384

Heller JG, Carlson GD, Abitbol JJ, Garfin SR. Anatomic comparison of the Roy-Camille and Magerl techniques for screw placement in the lower cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1991 Oct;16(10 Suppl):S552-7. doi: 10.1097/00007632-199110001-00020. PMID: 1801271.

### 1.5.4 Trayectoria de An

An et al. en 1991 publicaron un trabajo donde proponían como alternativa a las técnicas de Magerl y Roy-Camille, un punto de entrada en la masa lateral 1mm medial al centro y una angulación de 15° proximal y 30° lateral. Consideraron la angulación lateral crucial para

evitar el daño a la raíz y a la arteria vertebral (discrepando de la trayectoria de Roy-Camille o Anderson) pero también concluían que la angulación craneal no era tan importante y que incluso podía exponer más al daño radicular (véase Figura 1-14) [50, 54].

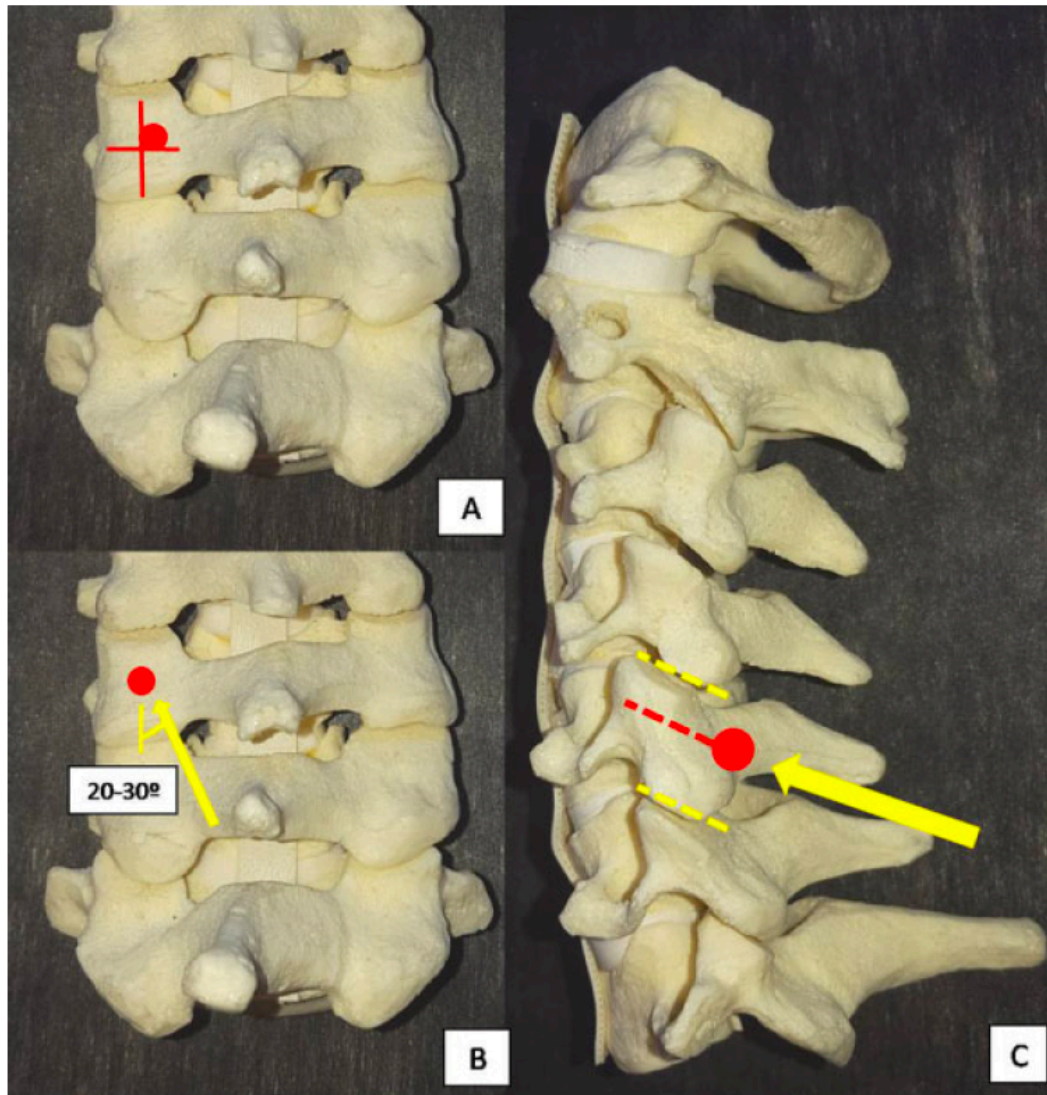


Figura 1-12 Trayectoria de Magerl en los tres planos del espacio

Joaquim AF, Mudo ML, Tan LA, Riew KD. Posterior Subaxial Cervical Spine Screw Fixation: A Review of Techniques. *Global Spine Journal*. 2018;8(7):751-760. doi:10.1177/2192568218759940

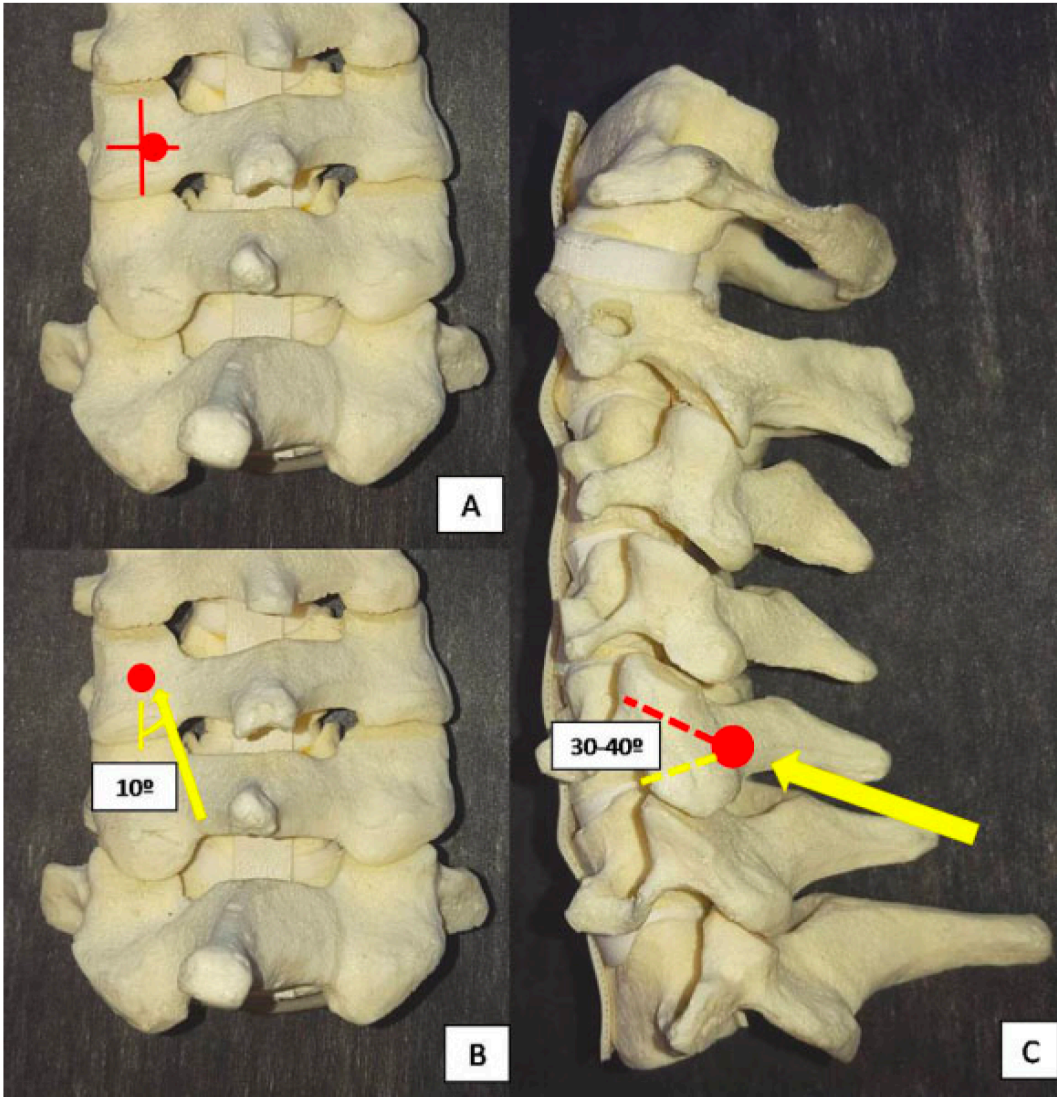


Figura 1-13 Trayectoria de Anderson en los tres planos del espacio

Joaquim AF, Mudo ML, Tan LA, Riew KD. Posterior Subaxial Cervical Spine Screw Fixation: A Review of Techniques. *Global Spine Journal*. 2018;8(7):751-760. doi:10.1177/2192568218759940

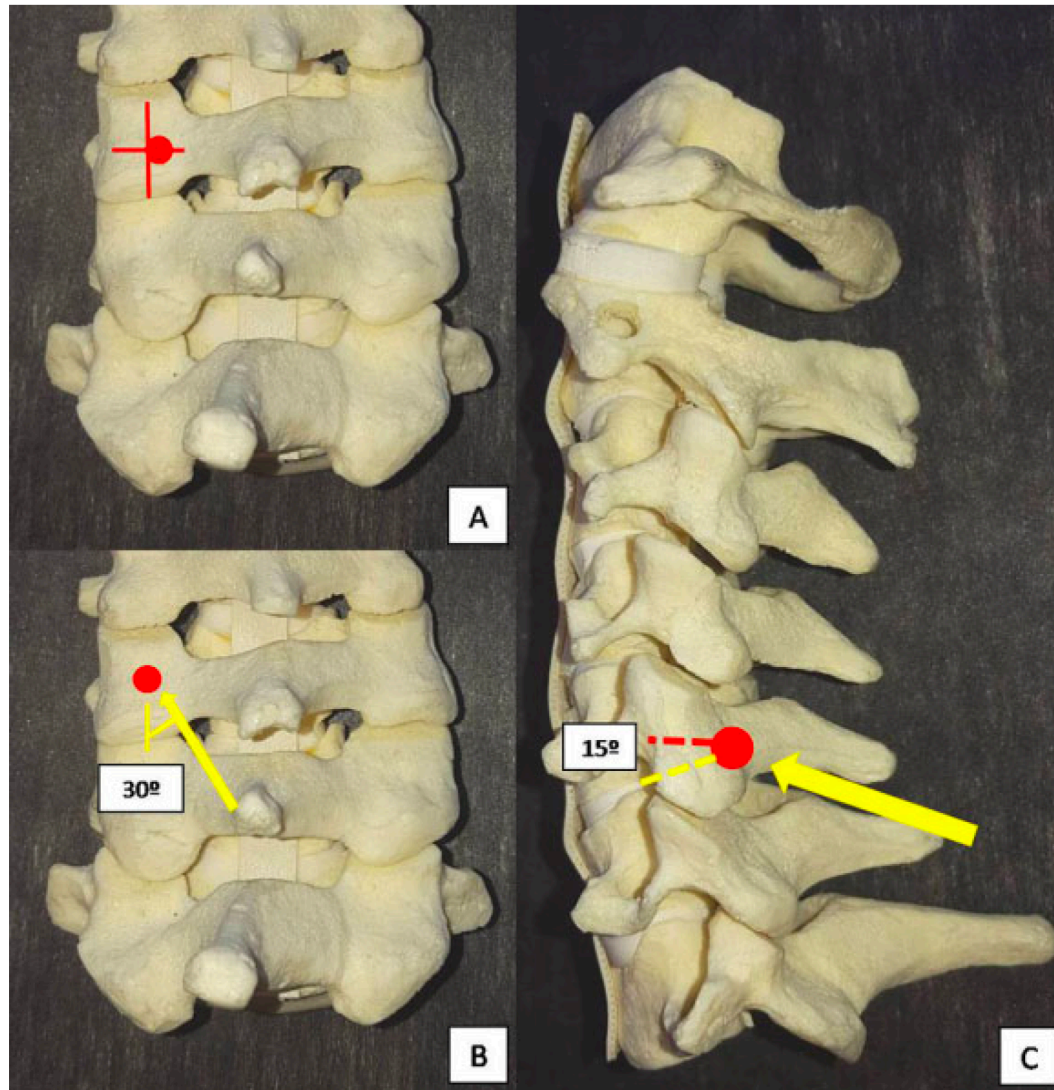


Figura 1-14 Trayectoria de An en los tres planos del espacio

Joaquim AF, Mudo ML, Tan LA, Riew KD. Posterior Subaxial Cervical Spine Screw Fixation: A Review of Techniques. *Global Spine Journal*. 2018;8(7):751-760. doi:10.1177/2192568218759940

### 1.5.5 Trayectoria de Jeanneret (tornillo pedicular)

Jeanneret en 1994 describió una técnica diferente. Buscaba implantar tornillos en vértebras cervicales subaxiales a través del pedículo, incluyendo masa lateral (primera estructura en el trayecto del tornillo) y cuerpo (final).

Si bien no constituye una técnica de implantación en masas laterales, debe ser tenida en consideración en esta tesis doctoral al ser una alternativa razonable, utilizada en algunos centros de cirugía de raquis en el mundo. Aunque la inserción de un tornillo a este nivel permite un mayor agarre y estabilidad dada la longitud del tornillo (lo que conlleva según algunos estudios a una superioridad en la resistencia al fallo debida a la carga vertical), el riesgo de lesión de la arteria vertebral e incluso de la médula espinal, hace que muchos cirujanos no la contemplen en su arsenal de técnicas (véanse Figura 1-15 y Figura 1-16) [47, 54, 58–60].

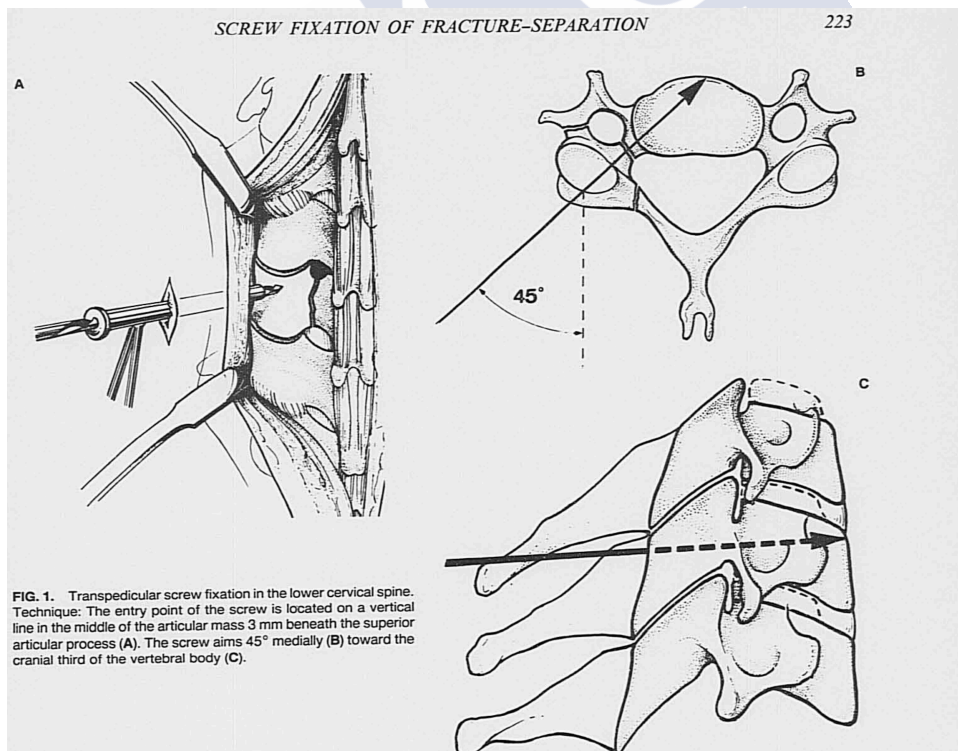


Figura 1-15 Descripción original de Jeanneret para la inserción de tornillos pediculares en el raquis cervical bajo

Jeanneret B, Gebhard JS, Magerl F. Transpedicular screw fixation of articular mass fracture-separation: results of an anatomical study and operative technique. *J Spinal Disord.* 1994 Jun;7(3):222-9. doi: 10.1097/00002517-199407030-00004. PMID: 7919645.

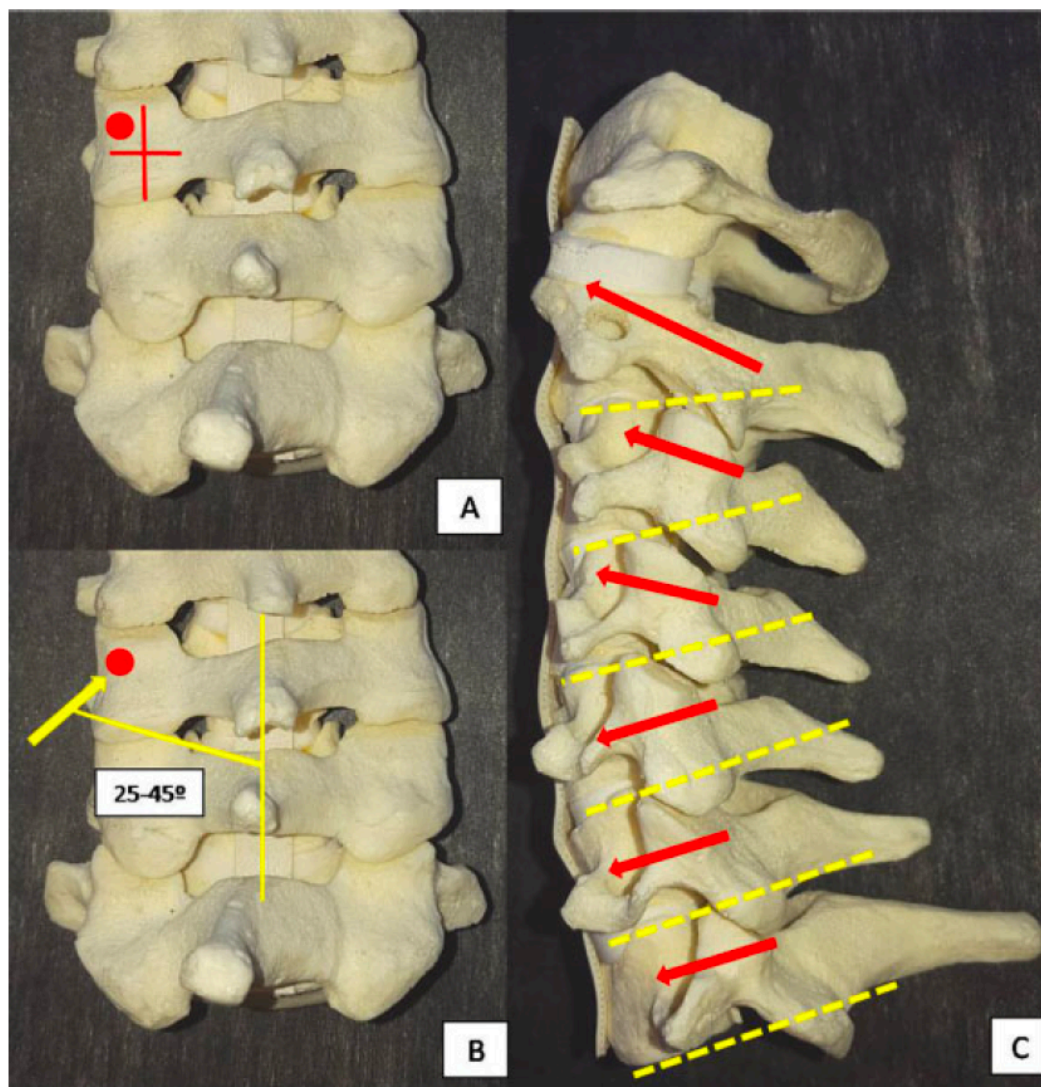


Figura 1-16 Descripción en modelo óseo de la trayectoria de inserción transpedicular

Joaquim AF, Mudo ML, Tan LA, Riew KD. Posterior Subaxial Cervical Spine Screw Fixation: A Review of Techniques. *Global Spine Journal.* 2018;8(7):751-760. doi:10.1177/2192568218759940

### 1.5.6 Trayectoria de Xu

En 1997 Xu y Ebraheim describen una trayectoria que, si bien no está muy extendida, parece necesario nombrarla en este trabajo dada su diferencia de enfoque con el resto. Si bien mantiene una angulación similar a la propuesta por Magerl (paralela a la carilla articular superior y angulada 25°–30° de medial a lateral), el punto de entrada se encuentra según sus indicaciones originales, 1–2mm medial a la línea media del córtex posterior de la masa lateral y 2mm inferior al borde de la carilla articular (véanse Figura 1-17 y Figura 1-18). Tiene así la ventaja de ser muy segura en cuanto a la lesión de la raíz y de la arteria vertebral, ya que el punto de salida (al menos teórico) se encuentra alejado de las mismas, pero aumenta el riesgo de penetración en la articulación interfacetaria superior con el consecuente daño para las carillas articulares.

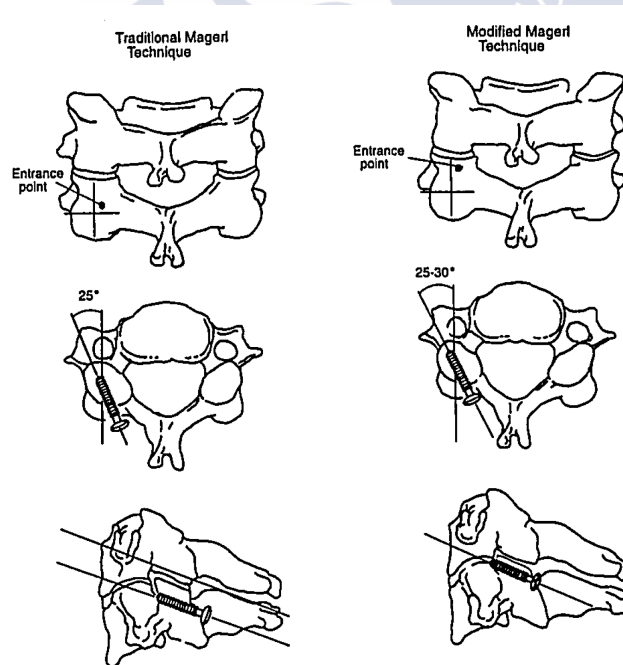


Figura 1-17 Trayectoria de Xu, entendida como una modificación de la trayectoria de Magerl

Xu R, Ebraheim NA, Klausner T, Yeasting RA. Modified Magerl technique of lateral mass screw placement in the lower cervical spine: an anatomic study. *J Spinal Disord.* 1998 Jun;11(3):237-40. PMID: 9657550.

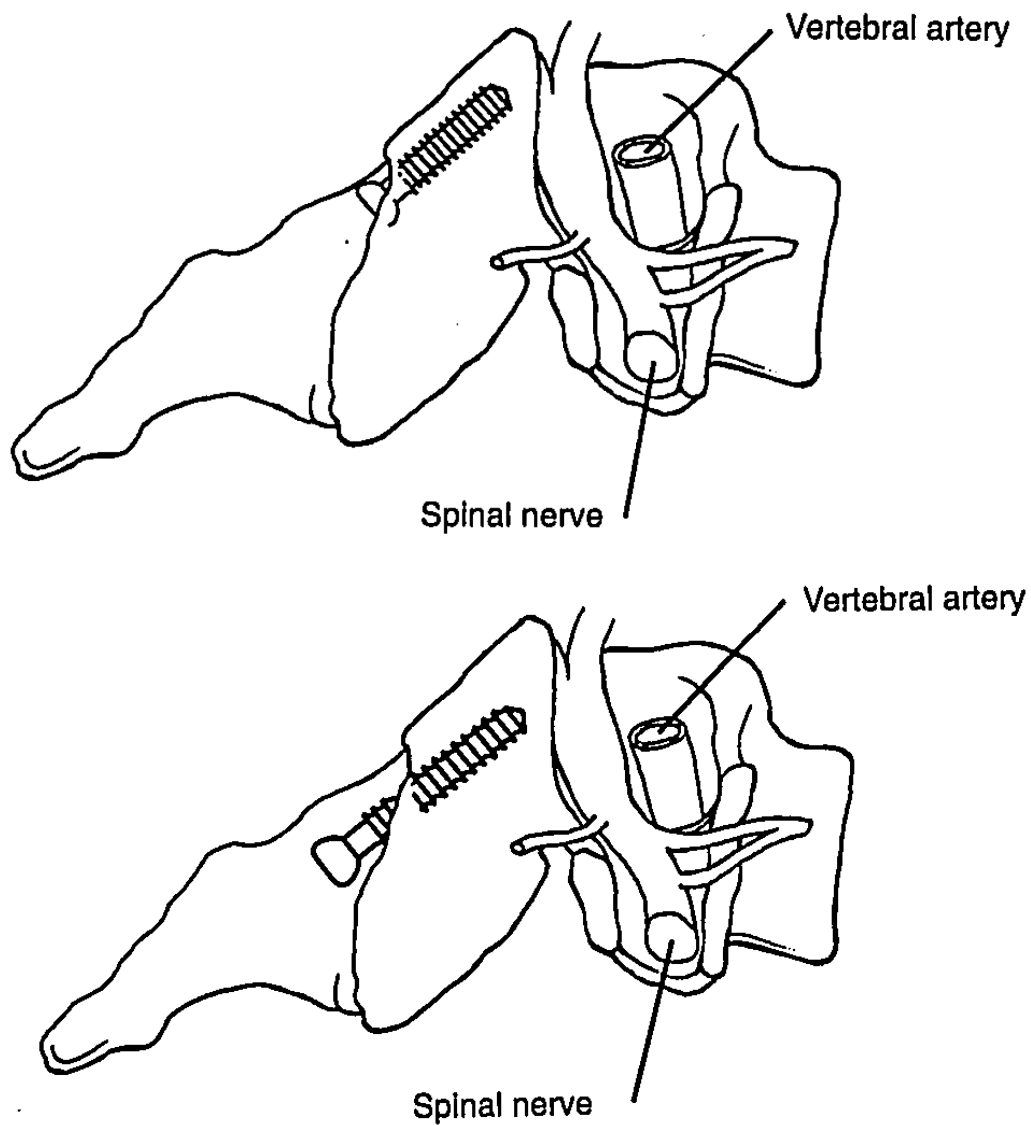


Figura 1-18 Modificación de Xu y trayectoria original de Magerl

Xu R, Ebraheim NA, Klausner T, Yeasting RA. Modified Magerl technique of lateral mass screw placement in the lower cervical spine: an anatomic study. *J Spinal Disord.* 1998 Jun;11(3):237-40. PMID: 9657550.

### **1.5.7 Trayectorias transfacetarias**

Finalmente, hay que destacar una alternativa a la inserción de tornillos en masas laterales o en el pedículo vertebral, en vértebras cervicales subaxiales. Se trata de la inserción transfacetaria, descrita por Roy-Camille. En este caso los tornillos se dirigen de proximal a distal, atravesando la masa lateral superior, la articulación interapofisaria a través de la carilla articular inferior de la vértebra superior y la carilla articular superior de la vértebra inferior y terminando en la masa lateral de la vértebra inferior. Esta técnica se describió inicialmente como rescate ante una fractura de masa lateral, aunque hay cirujanos que la utilizan de forma primaria. A pesar de que varios estudios han demostrado su seguridad y propiedades biomecánicas favorables, incluso superiores a los tornillos de masa lateral o pediculares, no está demasiado extendida [33, 54].

#### **1.5.7.1 Trayectoria de Takayasu**

Destacan las modificaciones de Takayasu, que utiliza un punto de entrada localizado en la unión de los dos tercios superiores y el inferior de la línea vertical media de la masa y una dirección caudal de unos 60°–80° (véase Figura 1-19) [61].

#### **1.5.7.2 Trayectoria de DalCanto**

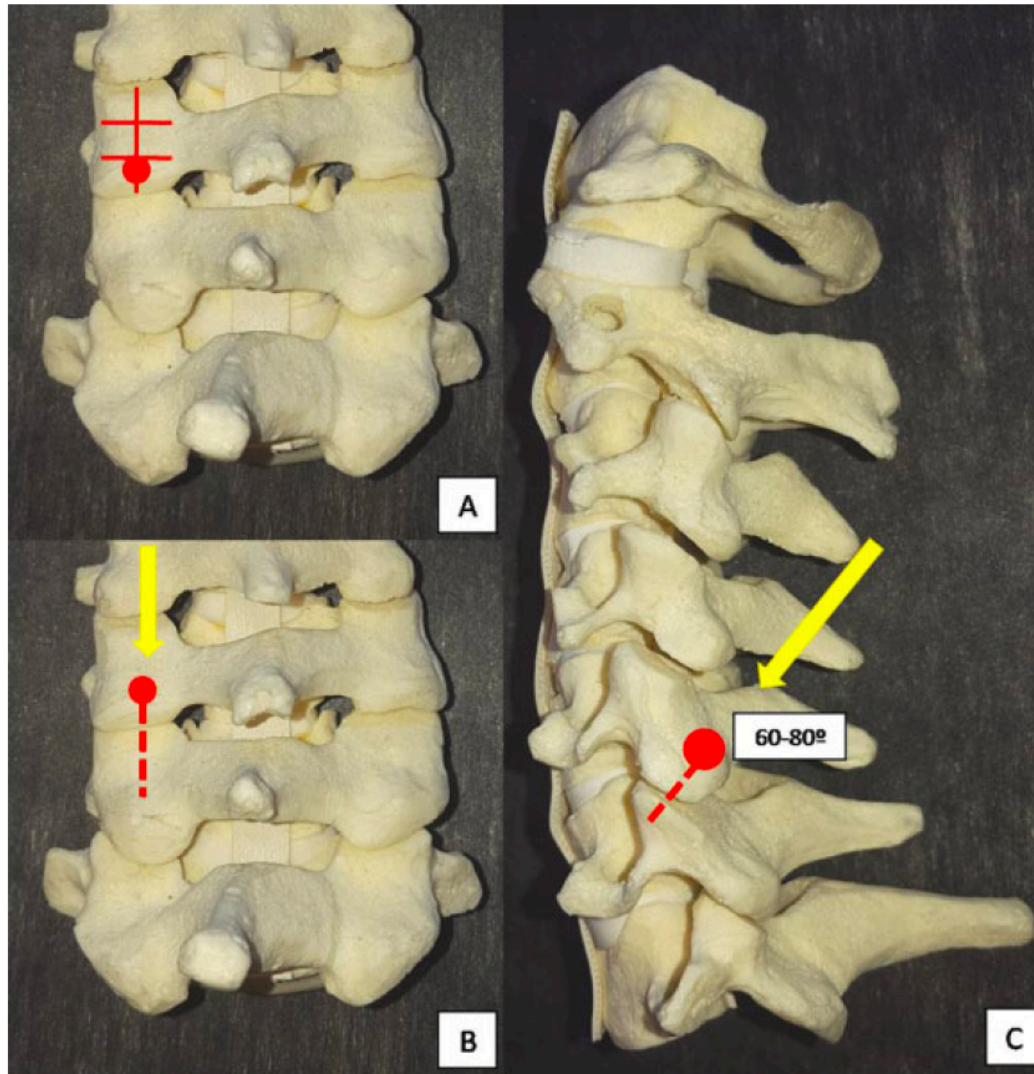
También destaca la modificación de DalCanto, con un punto de entrada 2mm distal al punto medio de la masa lateral y una dirección 20° lateral y 40° caudal (véase Figura 1-20) [62].

#### **1.5.7.3 Trayectoria de Klekamp**

Klekamp describió una modificación con un punto de entrada 1mm medial y 2mm caudal y una dirección con una angulación lateral de 20° y caudal de 40° (véase Figura 1-21) [63].

#### 1.5.7.4 Trayectoria de Miyanji

Miyanji describió su modificación utilizando el punto medio del córtex posterior de la masa lateral vertebral con una dirección de 0° a 5° lateral en el plano axial y una desviación caudal perpendicular a la carilla articular inferior (véase Figura 1-22) [33].



**Figura 1-19 Trayectoria de Takayasu**

Joaquim AF, Mudo ML, Tan LA, Riew KD. Posterior Subaxial Cervical Spine Screw Fixation: A Review of Techniques. *Global Spine Journal*.2018;8(7):751-760. doi:10.1177/2192568218759940

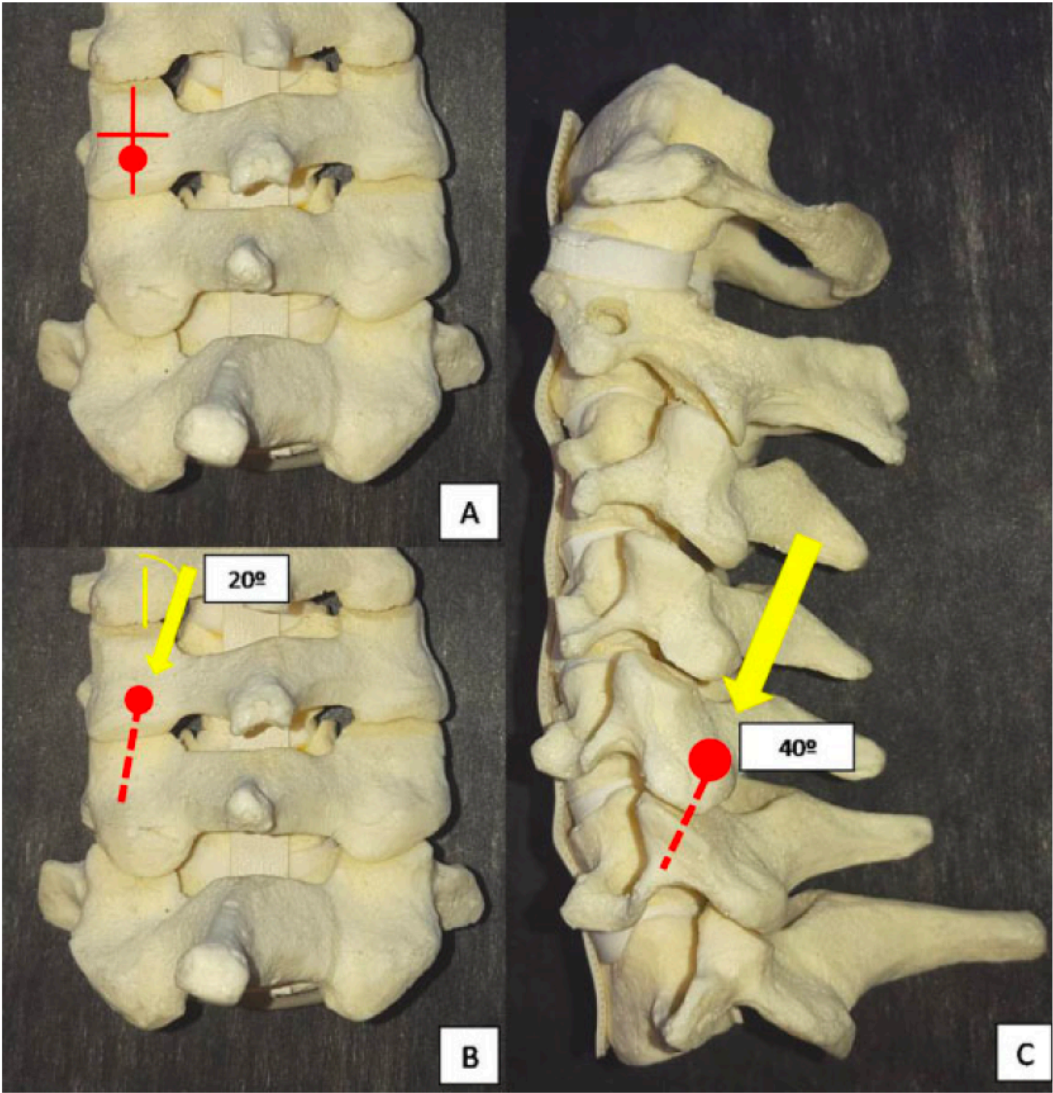


Figura 1-20 Trayectoria de DalCanto

Joaquim AF, Mudo ML, Tan LA, Riew KD. Posterior Subaxial Cervical Spine Screw Fixation: A Review of Techniques. *Global Spine Journal*. 2018;8(7):751-760. doi:10.1177/2192568218759940

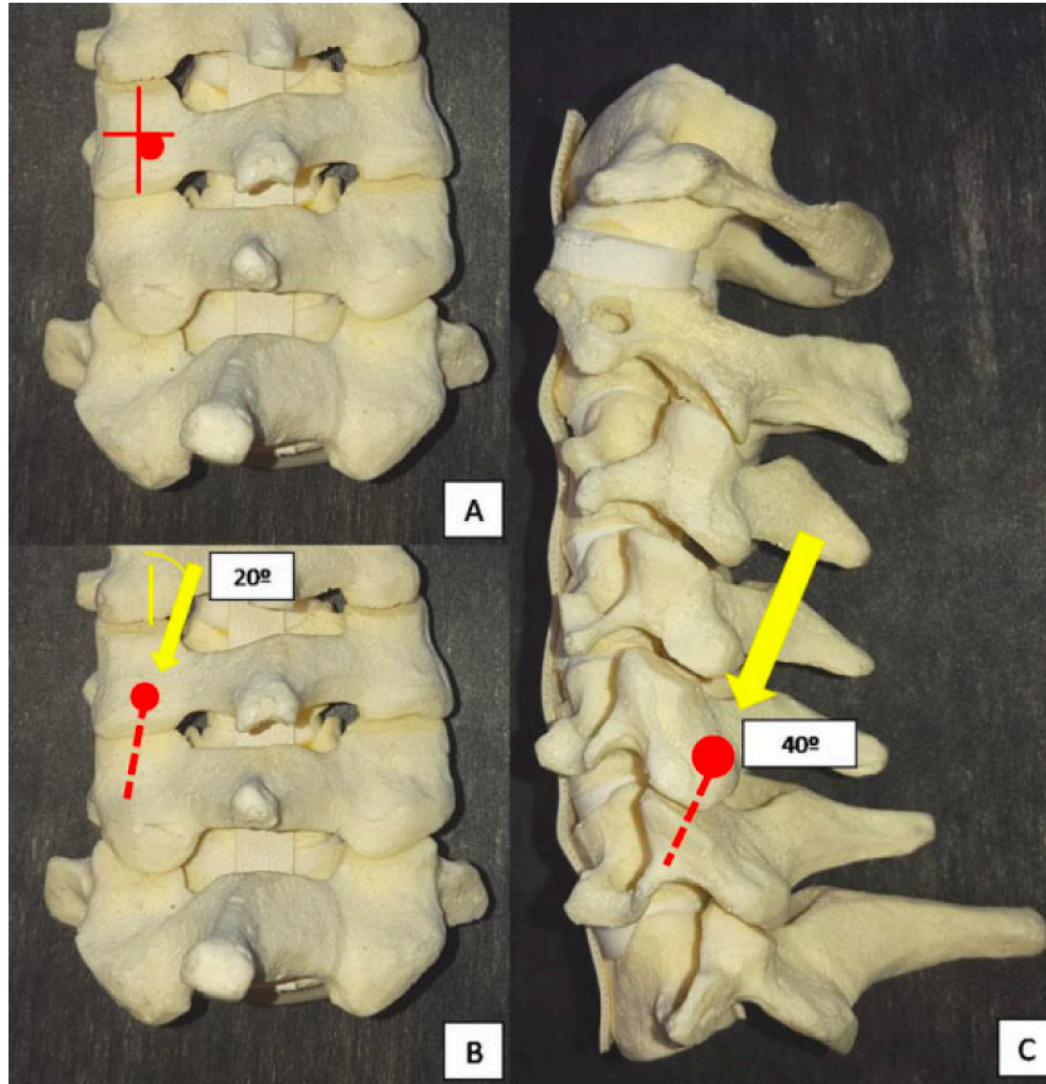


Figura 1-21 Trayectoria de Klekamp

Joaquim AF, Mudo ML, Tan LA, Riew KD. Posterior Subaxial Cervical Spine Screw Fixation: A Review of Techniques. *Global Spine Journal*. 2018;8(7):751-760. doi:10.1177/2192568218759940

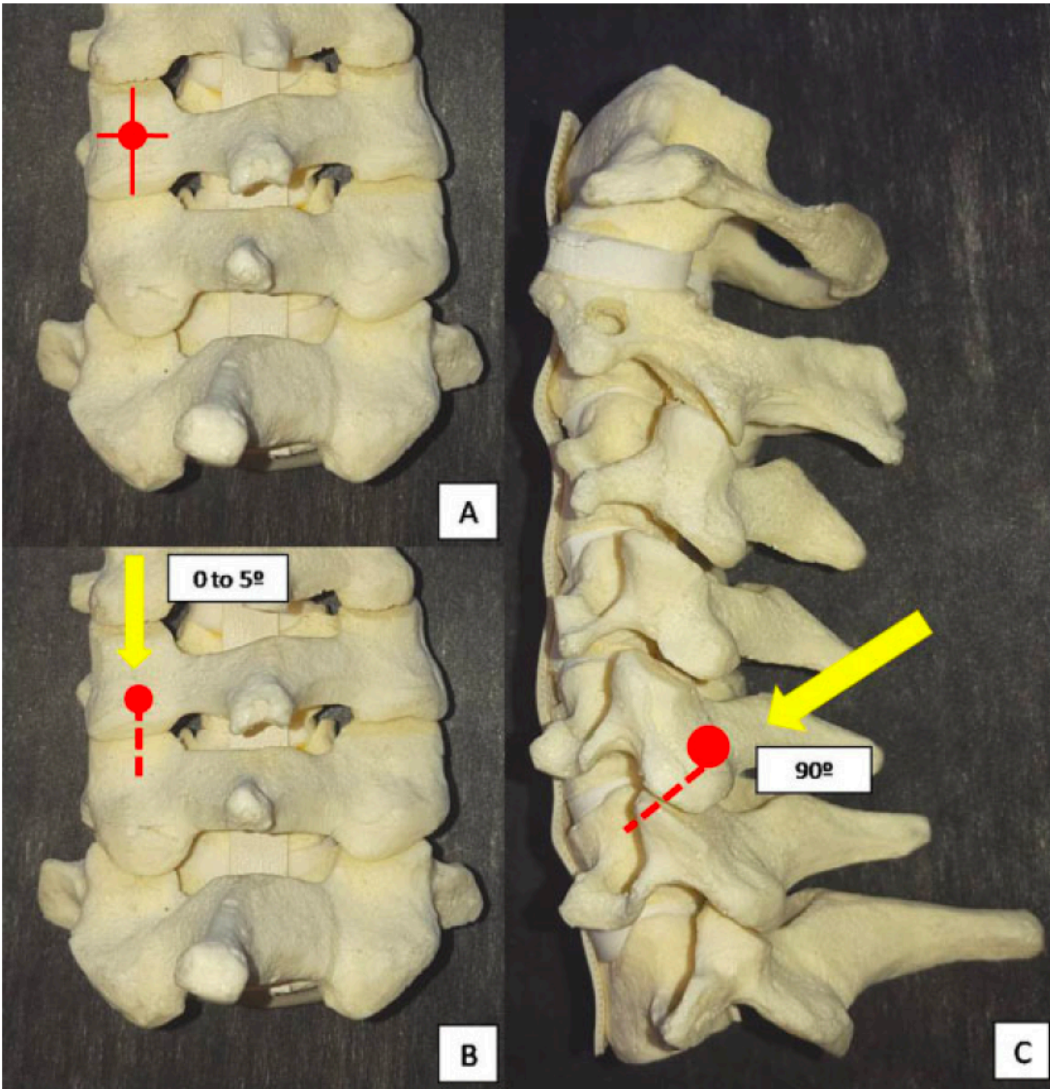


Figura 1-22 Trayectoria de Miyajima

Joaquim AF, Mudo ML, Tan LA, Riew KD. Posterior Subaxial Cervical Spine Screw Fixation: A Review of Techniques. *Global Spine Journal*. 2018;8(7):751-760. doi:10.1177/2192568218759940

## 1.6 Complicaciones de la fijación vertebral cervical por vía posterior

Las lesiones asociadas a la utilización de tornillos en masas laterales de vértebras subaxiales están descritas en la literatura, aunque su incidencia es muy baja y se considera la técnica como segura, independientemente de las peculiaridades y características de cada trayectoria y técnica de inserción [64].

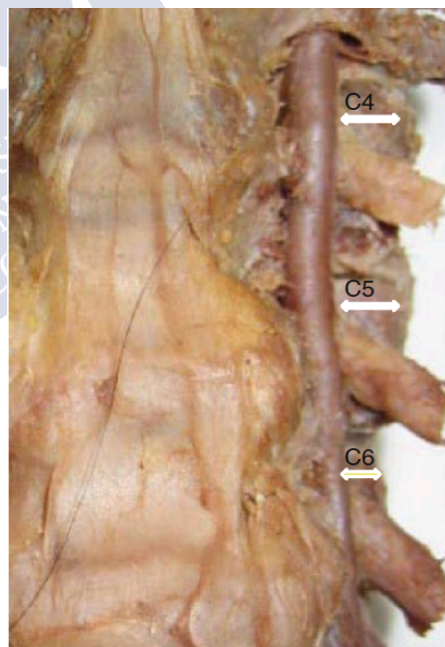
Cuando se utilizan tornillos en una instrumentación de raquis cervical subaxial, existen varios problemas que pueden ocurrir durante la cirugía:

### 1.6.1 Lesión de la arteria vertebral

Existen múltiples estudios que han analizado la posibilidad de lesión de una arteria vertebral durante la implantación de tornillos en las masas laterales de las vértebras subaxiales (véase Figura 1-23).

Si bien en la clínica, de forma práctica, estas lesiones son muy raras, las consecuencias de éstas pueden ser potencialmente devastadoras, especialmente si la lesión es bilateral o en individuos con patología previa de la arteria vertebral contralateral.

La arteria vertebral (derecha e izquierda) se origina en la arteria subclavia (cara posterolateral) y se dirige cranealmente por el cuello hasta penetrar en el foramen vertebral transverso de C6, que se localiza en la apófisis transversa



**Figura 1-23 Proximidad de la arteria vertebral en la masa lateral**

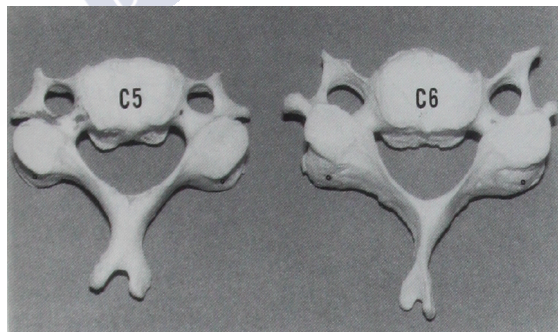
Nishinome M, Iizuka H, Iizuka Y, Takagishi K. Anatomy of subaxial cervical foramina: the safety zone for lateral mass screwing. *Eur Spine J.* 2012 Feb;21(2):309-13. doi: 10.1007/s00586-011-1984-2. Epub 2011 Aug 26. PMID: 21870095; PMCID: PMC3265595.

(ocasionalmente puede penetrar a nivel C7 en el 7,5% de pacientes) y continua cranealmente introduciéndose en los forámenes transversos de las apófisis transversas de las vértebras superiores hasta C1. En la salida del foramen transverso de C1 se dirige posteriormente sobre el arco vertebral del atlas y penetra en el foramen magno. Dentro del cráneo, las arterias vertebrales se unen para formar la arteria basilar en la base del puente. La arteria basilar es responsable del aporte sanguíneo del tronco, cerebelo, parte superior de la médula espinal y parte posterior del cerebro. Cranealmente conecta con el anillo de Willis, contribuyendo a vascularizar el cerebro, especialmente si hay patología oclusiva de las arterias carótidas [65–68].

Una lesión aislada de una de las arterias no suele detectarse en la clínica ya que el sistema vascular se suple por el flujo de la arteria vertebral contralateral, siempre y cuando sea normal. Una lesión aislada, puede no repercutir en la circulación proximal (se mantiene el flujo a cerebelo, tronco y cerebro posterior) pero puede a nivel local generar una compresión a nivel radicular e/o incluso medular que requiera su evacuación y descompresión.

Una lesión bilateral es devastadora ya que puede implicar la isquemia tisular en las estructuras anteriormente citadas causando la muerte de una parte del sistema nervioso [69, 70].

Ebraheim et al. estudiaron la localización del foramen transverso en el esqueleto subaxial en relación con el punto medio del córtex posterior de la masa lateral. Concluyeron que de C3 a C5 el foramen se encontraba medial al punto medio y que en C6 se encontraba en frente de ese punto medio del córtex posterior de la masa lateral, de forma que trayectorias como la de Roy-Camille o Anderson que dirigían la trayectoria de



**Figura 1-24 Diferencias anatómicas en niveles más bajos**

Ebraheim, Nabil A. MD; Xu, Rongming MD; Yeasting, Richard A. PhD The Location of the Vertebral Artery Foramen and its Relation to Posterior Lateral Mass Screw Fixation, Spine: June 1, 1996 - Volume 21 - Issue 11 - p 1291-1295

implantación 10° de medial a lateral, eran seguras ya que el punto de salida es lateral al foramen transverso de la arteria vertebral (véanse Figura 1-24 y Figura 1-25) [71–73].

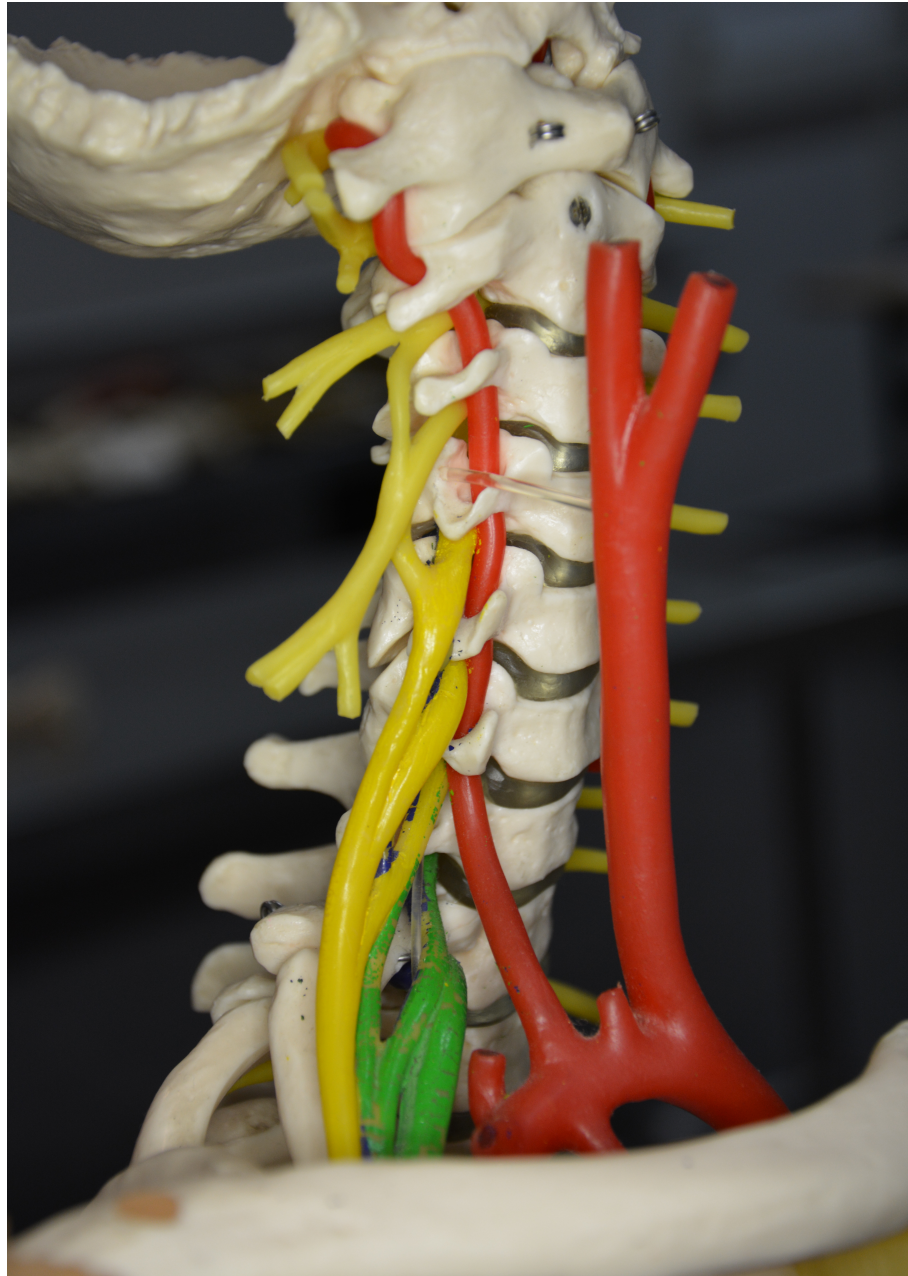


Figura 1-25 Arteria vertebral en todo su recorrido cervical

### 1.6.2 Lesión de la raíz nerviosa de ese nivel

El nervio espinal (también llamado raíz espinal) se forma por la unión de la raíz anterior y posterior, ambas emergentes de la médula espinal.

La raíz anterior lleva los axones de las motoneuronas que se encuentran en el asta medular anterior. La raíz posterior en cambio lleva los axones aferentes que llegan a los núcleos sensitivos. Una vez unidas en el nervio espinal, éste vuelve a dividirse en un ramus anterior y otro posterior. Ambos ramus tienen componente sensitivo y motor (mixtos) y a nivel cervical se unen a otros formando el plexo braquial. Desde el punto de vista de las complicaciones durante la implantación de tornillos en masas laterales de vértebras subaxiales, es el ramus posterior el que se encuentra en una situación de mayor riesgo ya que éste se desplaza caudal y lateralmente en contacto estrecho con la pared anterior de la masa lateral (véanse Figura 1-26 y Figura 1-27).

Las lesiones de raíces/nervios espinales han sido comunicadas en la literatura, aunque son raras. No hay estudios que establezcan la frecuencia exacta de estas lesiones iatrogénicas ya que el diagnóstico suele ser clínico y en su mayoría son lesiones parciales, en pacientes con patologías previas, que hacen muy difícil su diagnóstico. Dado que el ramus más afectado es el posterior, las lesiones sensitivas corresponderían a la parte posterior del cuello y parte alta de la espalda



Figura 1-26 Anatomía de la raíz espinal

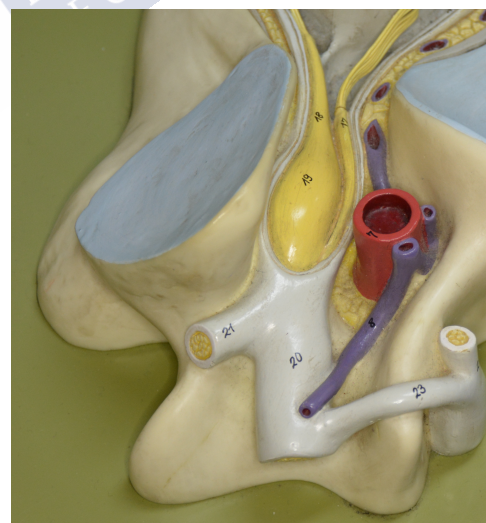
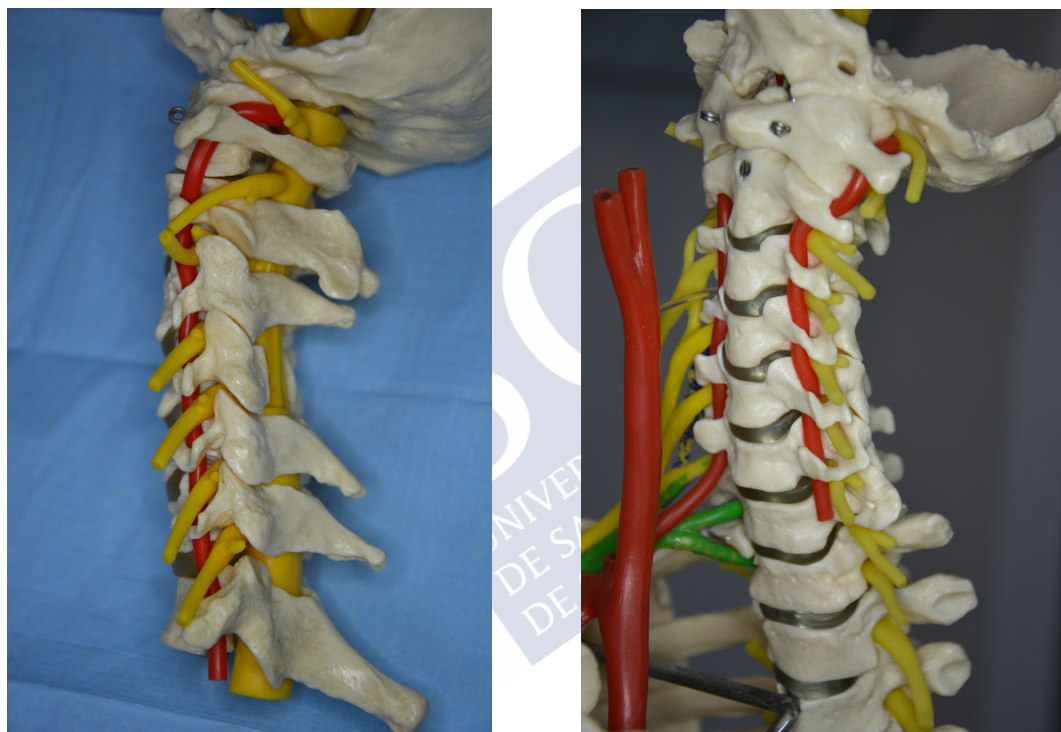


Figura 1-27 Detalle del ramus posterior

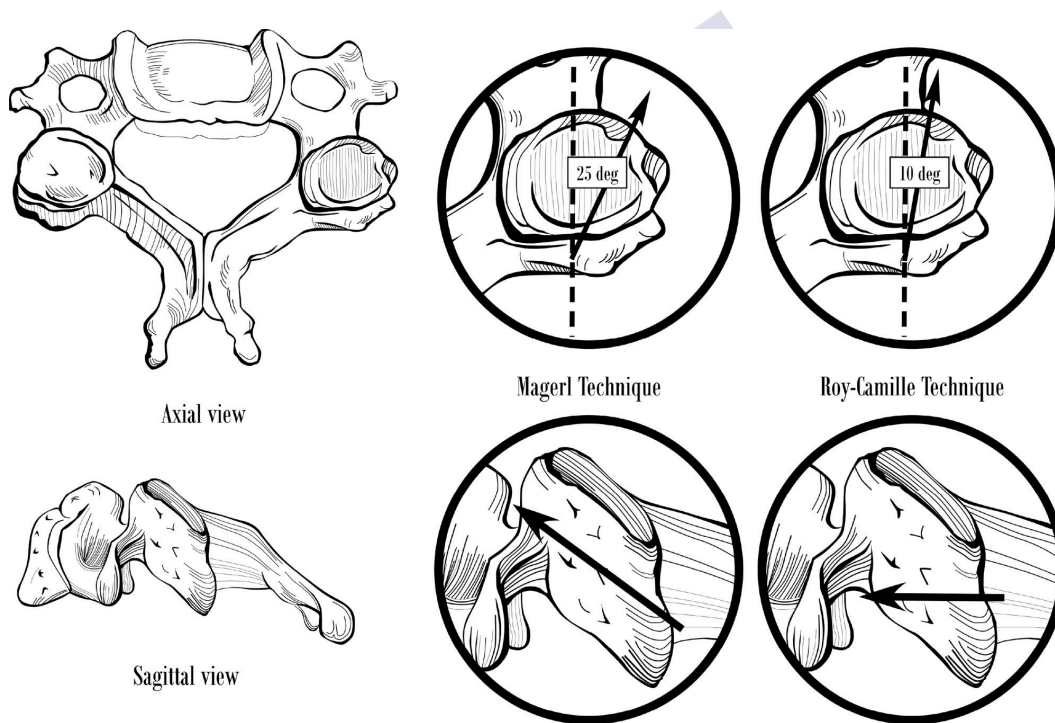
y a nivel motor corresponderían con musculatura en muchos casos inervada por múltiples raíces (nervios periféricos) donde existirían compensaciones. Además, dado que la representación de la musculatura en la parte de la espalda y cuello representa una parte muy pequeña del homúnculo cerebral, y que en muchos de estos pacientes que reciben instrumentaciones posteriores, detectar un déficit motor es en muchas ocasiones imposible (véase Figura 1-28) [40–42, 65, 71, 74].



**Figura 1-28 Relaciones de la arteria vertebral y de las raíces nerviosas con la masa lateral**

Hay múltiples estudios comparando las diferentes trayectorias entre sí y su potencial de lesión radicular. En 1995 Pait et al. dividieron el córtex anterior de la masa lateral en 4 cuadrantes, estableciendo como seguro solo el cuadrante superoexterno. Hay que recordar que, de las técnicas descritas, la de Roy-Camille y la trayectoria de Anderson tienen puntos de salida en el cuadrante inferomedial y superomedial, respectivamente. En 1999, Xu et al. encontraron que la técnica de An era más segura al dirigirse más lateral y craneal que la de Magerl. Esto contrasta con los hallazgos de Heller, que promovían el uso de la técnica

de Roy-Camille ya que la de Magerl daba lugar a más lesiones radicales (3,6%) en su estudio. Por el contrario, Merola et al. encontraron que la técnica de Roy-Camille tenía un potencial de lesión de la raíz nerviosa de C4 a C6, siendo la trayectoria de Magerl, más segura de C3 a C6. También concluyó que la trayectoria de Anderson no era segura pero que las modificaciones, desviando a lateral como en la técnica de An la hacían segura de C3 a C7. Concluían con rotundidad que una trayectoria de caudal a craneal y de medial a lateral aumentaban la seguridad y el agarre del tornillo (véase Figura 1-29) [30, 40, 53, 75–78].



**Figura 1-29** Diferencias entre trayectorias perpendiculares y con angulación superolateral

Stemper BD, Marawar SV, Yoganandan N, Shender BS, Rao RD. Quantitative anatomy of subaxial cervical lateral mass: an analysis of safe screw lengths for Roy-Camille and Magerl techniques. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008 Apr 15;33(8):893-7. doi: 10.1097/BRS.0b013e31816b4666. PMID: 18404109.

Hockel determinó en estudios de tomografía que el uso de una planificación preoperatoria era esencial ya que la trayectoria más adecuada variaba de un nivel a otro, por tanto, unas referencias basadas

en ángulos para todos los niveles pueden exponer al cirujano de raquis a generar una lesión iatrogénica ya que ni todos los individuos son iguales y ni siquiera las vértebras subaxiales de un mismo individuo lo son [79].

### **1.6.3 Lesión de la raíz nerviosa nivel adyacente (raro)**

La lesión de la raíz inferior es rara utilizando técnicas de inserción en masas laterales de vértebras subaxiales ya que, con cualquiera de las trayectorias descritas, si está correctamente aplicada, es difícil que se dé un punto de salida inferior a la masa lateral o a la apófisis transversa. No obstante, si las referencias que se toman son inadecuadas, una trayectoria errónea sí que podría lesionar la raíz inferior.

En el caso de técnicas con utilización de tornillos pediculares, sí que se dirige el tornillo de forma caudal pero también se dirige medial por lo que el daño a raíces nerviosas es más complicado. Sí que podría lesionarse la médula o la asta anterior si la dirección es demasiado medial.

En el caso de técnicas que utilizan una fijación interapofisaria, artrodesando ambas masas laterales de la vértebra inicial y la inferior, sí que se podría lesionar la raíz correspondiente al nivel inferior en el caso de prolongar el brocado más allá del córtex anterior de la masa lateral del nivel inferior [54].

### **1.6.4 Lesión de la médula espinal**

La lesión de la médula espinal no está descrita en el uso de tornillos de masa lateral, pero si pudiera acontecer en C7 donde se utilizan principalmente tornillos pediculares (dado que la arteria vertebral no se encuentra atravesando la apófisis transversa) [64].

### **1.6.5 Rotura de la masa lateral**

Se ha descrito en la literatura la posibilidad de fractura intraoperatoria de la masa lateral durante el brocado o la inserción de tornillos, con una frecuencia en la clínica de 1,5 a 2,5% [42].

Existen varios factores que pueden condicionar la fractura de la masa durante la inserción. Hay factores dependientes del paciente, como la osteopenia (ya sea por edad o inducida por otras patologías o fármacos) y otros factores dependientes de la técnica (un posicionamiento muy periférico puede dar lugar a una fractura marginal, un tornillo con un diámetro o un paso de rosca muy profundo pueden dar lugar a una fractura por el torque subsecuente durante la inserción, una implantación que no sigue el trayecto previamente brocado...) En estudios en cadáver, Inoue et al. han descrito un porcentaje de fracturas de masa lateral de 4,7%, identificando como factor de riesgo la espondiloartropatía degenerativa severa y localización en C6 como factores de riesgo [80, 81].

### **1.6.6 Penetración o daño articular**

Durante la inserción de tornillos en masas laterales de vértebras subaxiales existe la posibilidad de penetración y daño de la articulación interapofisaria. Si una trayectoria tiene una inclinación craneal exagerada, podría dar lugar a la penetración de la articulación superior. Si por el contrario se utiliza una técnica con una trayectoria más vertical, si el punto de entrada es bajo puede dar lugar a perforación de la carilla articular inferior y perforación intraarticular.

Kim, en una serie de 1256 tornillos implantados, concluyó que el riesgo era mayor en C3 y en tornillos que no seguían una trayectoria lo suficientemente divergente [82].

Barrey et al., siguiendo la misma línea, publicaron un estudio donde concluían que era recomendable variar la técnica según el nivel, siendo la técnica de Roy-Camille en su estudio favorable en niveles C3 y C4, pero con un alto riesgo de daño articular [52].

Inoue et al. realizaron un estudio donde concluyeron que la falta de desviación era un factor de riesgo mayor para la aparición de un evento de violación de la faceta articular superior [80].

Si durante una cirugía se detecta una penetración articular, el cirujano debe retirar el tornillo y proceder realizando una nueva trayectoria en dicha masa lateral (con un cierto aumento de riesgo de fractura de la masa por debilidad ósea) o bien utilizar una técnica pedicular o una técnica interfacetaria.

### **1.6.7 Agarre insuficiente (*stripping*)**

Otra complicación técnica, descrita en la literatura, que se puede encontrar el cirujano de raquis cuando implanta tornillos en el raquis cervical subaxial, usando trayectorias en masa lateral, es que el tornillo no tenga un suficiente agarre (*stripping*).

Para solucionar esto, puede introducirse un tornillo de un mayor diámetro o modificar la trayectoria en busca de un área de la masa con mayor densidad ósea (asumiendo un aumento de riesgo de fractura de la masa vertebral). También es una alternativa válida cambiar de técnica y optar por un tornillo pedicular, si el nivel es adecuado, o adoptar una técnica interfacetaria si la fusión de la articulación no representase un problema [83].

### **1.6.8 Pseudoartrosis y arrancamiento (*pull-out*)**

En la literatura están registradas tasas muy altas de fusión raquídea utilizando instrumentaciones posteriores. Generalmente se espera una fusión sin complicaciones en alrededor de un 97% de pacientes [42].

La no fusión y la movilización de la instrumentación son complicaciones perioperatorias y tardías, no corregibles por el cirujano intraoperatoriamente (salvo el asegurarse de realizar una implantación con una técnica correcta durante la cirugía).

Katonis et al. estudiaron las complicaciones postoperatorias de la instrumentación posterior cervical baja (1662 tornillos de masa lateral). Encontraron un 1,6% de pacientes con fenómenos de *pull-out*

y un 2,3% de pacientes con pseudoartrosis. De esto se deduce que, a pesar de una correcta y estable instrumentación, algunos pacientes desarrollaban una pseudoartrosis (achacable a otros motivos). A pesar de la migración y pseudoartrosis, muchos pacientes toleraban ese estatus clínico bien, sin necesidad de usar narcóticos. El tratamiento fue la cirugía de revisión en ese grupo de pacientes (encontraron un 6,2% de tasa de revisión, pero incluyendo molestias de material o irritación radicular como causas también en ese grupo) [84].



## 2 OBJETIVOS

Este trabajo de tesis doctoral pretende exponer y dar a conocer una nueva trayectoria para la implantación de tornillos en masas laterales de vértebras subaxiales. En este trabajo se estudian las trayectorias clásicas que se utilizan más frecuentemente en cirugía de columna y se comparan con la nueva trayectoria descrita.

La hipótesis diagnóstica de este trabajo es que la nueva trayectoria descrita es superior biomecánicamente y más segura que las técnicas clásicas. Esto se debe, por un lado, a la dirección más craneal y lateral que evita complicaciones al tener menos riesgo de dañar la arteria vertebral o las raíces nerviosas. Por otro lado, la oblicuidad conseguida al unir la diagonal entre ángulo inferomedial del córtex posterior y ángulo superolateral del córtex anterior de la masa lateral, permite una longitud de inserción superior a otras trayectorias. Esto permite una mayor resistencia al arrancamiento y se traduce también en un aumento de la estabilidad.



## **3 MATERIAL Y MÉTODOS**

### **3.1 Diseño del estudio**

Para cumplir los objetivos de nuestro estudio, hemos diseñado un proyecto en 3 fases que nos permite evaluar una nueva técnica planteada, desde una fase preclínica en cadáver a una confirmación clínica en el quirófano.

De las 3 fases, 2 se desarrollan en cadáver, y la última constituye un estudio clínico. La primera de las fases aprovecha el gran repositorio óseo de la Facultad de Medicina de Santiago, y busca evaluar la trayectoria descrita en vértebra seca, para describir eventuales complicaciones y dificultades técnicas. La segunda completa la introducción de tornillos en cuellos completos, permitiendo evaluar posibles complicaciones y limitaciones que aparecerían en la práctica clínica, y en último lugar, tras demostrar la seguridad de la técnica, demostramos sus beneficios en casos clínicos reales.

Este estudio ha sido aprobado por el Comité de Ética Asistencial del Área de Santiago de Compostela y Barbanza, tras haber sido evaluado el proyecto por el mismo.

### **3.2 Descripción de la nueva técnica quirúrgica**

La masa lateral tiene una forma de cubo distorsionado, más similar a un prisma con forma de diamante, que se inclina o proyecta de anterior a posterior, de caudal a craneal. Tiene una longitud mayor de anterior a posterior que de medial a lateral.

En lugar de utilizar ángulos para reproducir una dirección apropiada de los tornillos, en este trabajo se propone el uso del córtex o muro posterior como referencia, para así visualizar de forma tridimensional la masa lateral y poder imaginar una diagonal trazada

desde el ángulo inferomedial del muro posterior al ángulo superoexterno del muro anterior (véase Figura 3-1).

La raíz nerviosa se encuentra inmediatamente anterior al córtex anterior de la masa lateral, proyectándose de superior y medial a inferior y lateral. Con esta trayectoria propuesta, el punto de salida en el córtex anterior se encuentra por encima de la raíz y alejado del foramen vertebral, donde se encuentra la arteria vertebral.

La ventaja de esta técnica es, por un lado, evitar errores que pueden producirse durante la inserción de tornillos utilizando ángulos como referencias durante la inserción con la técnica de manos libres. Por otro lado, la trayectoria propuesta implica una salida más lateral y craneal lo cual disminuye la posibilidad de complicaciones como el daño radicular o vascular. Finalmente, la nueva trayectoria, por diseño, tiene que dar lugar a tornillos más largos, con las consecuentes ventajas en cuanto a estabilidad y resistencia al fracaso por arrancamiento (véase Tabla 3-1).

Trayectoria	Punto de entrada	Angulación de caudal a craneal	Angulación de medial a lateral
Magerl	1mm craneal y 1mm medial al centro	Paralelo a la superficie articular	25°
Anderson	1mm medial al centro	30°–40°	10°
An	1mm medial al centro	15°	30°
Nueva trayectoria	Esquina inferomedial (muro posterior)	Esquina superolateral (muro anterior)	

Tabla 3-1 Resumen de las trayectorias clásicas y la nueva

La masa lateral es un prisma cubico inclinado. La nueva trayectoria, utilizando el córtex posterior como referencia, es la diagonal que va de caudal y medial en el muro posterior a la parte más superior y lateral del muro anterior. El punto de entrada en la nueva

técnica (punto azul) es medial e inferior comparado con los puntos de entrada clásicos (cuadrado rojo) que son más craneales y laterales (véase Figura 3-2).

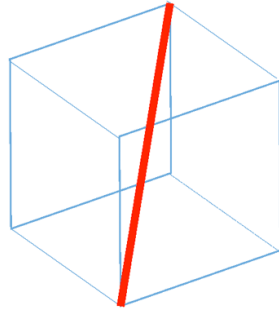


Figura 3-1 Esquema resumen de la nueva trayectoria

Amhaz-Escanlar S, Jorge-Mora A, Jorge-Mora T, Febrero-Bande M, Díez-Ulloa MA. Proposal for a new trajectory for subaxial cervical lateral mass screws. *Eur Spine J.* 2018 Nov;27(11):2738-2744. doi: 10.1007/s00586-018-5670-5. Epub 2018 Jun 20. PMID: 29926212.

### 3.3 Estudio en vértebra seca

En la primera fase se compararon, en vértebras secas de cadáver, las características y posibles complicaciones de las técnicas de referencia de Magerl, An y Anderson con la técnica propuesta por nosotros.

En esta etapa del estudio, se utilizaron 10 raquis completos pertenecientes a individuos sin anomalías anatómicas como malformaciones, fusiones vertebrales congénitas o quirúrgicas, fracturas vertebrales o secuelas de éstas. De esta manera, y dado que inicialmente en esta fase se estudiaba principalmente la anatomía y la reproducibilidad de la nueva técnica, así como sus potenciales

complicaciones, se evitaban sesgos o resultados potencialmente confusos y no reproducibles en raquis con anatomías diferentes.

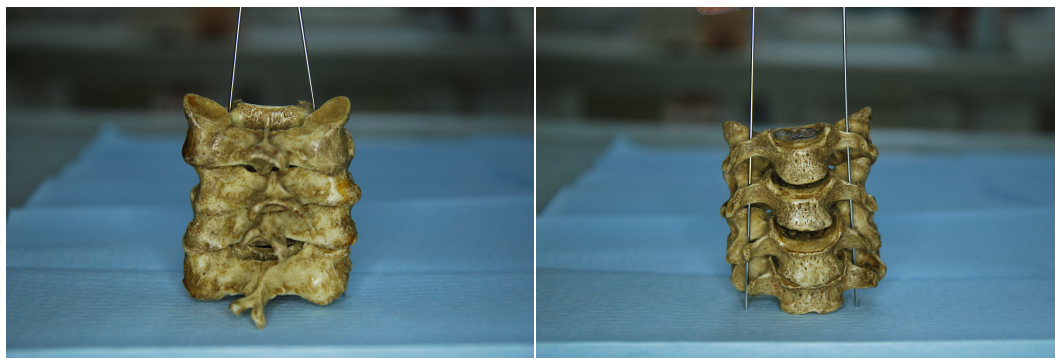
Los especímenes fueron provistos por el Departamento de Ciencias Morfológicas de la Facultad de Medicina de la Universidad de Santiago de Compostela.



**Figura 3-2 Comparación de los puntos de entrada**

Amhaz-Escanlar S, Jorge-Mora A, Jorge-Mora T, Febrero-Bande M, Diez-Ulloa MA. Proposal for a new trajectory for subaxial cervical lateral mass screws. *Eur Spine J.* 2018 Nov;27(11):2738-2744. doi: 10.1007/s00586-018-5670-5. Epub 2018 Jun 20. PMID: 29926212

De estos especímenes, se seleccionó el raquis subaxial para llevar a cabo el estudio (véanse Figura 3-3 y Figura 3-4).



**Figura 3-3** Detalle de una preparación de vértebras secas de un raquis cervical bajo usado en el estudio



**Figura 3-4** Raquis completo utilizado en la primera fase del estudio

Los raquis seleccionados constaban de vértebras secas subaxiales, previamente procesadas eliminando tejidos blandos como discos intervertebrales, ligamentos, músculos y tendones, tejido adiposo, tejido neural (medular y radicular) y vascular (arterias y venas) mediante métodos químicos (hipoclorito de sodio) y métodos mecánicos (disección anatómica cortante y roma). Las vértebras

utilizadas se habían dejado secar durante años antes de ser empleadas para la realización de este trabajo de tesis. Previamente, habían servido en la Facultad de Medicina, en el Departamento de Ciencias Morfológicas, para el estudio, por parte de los alumnos de distintos ciclos y especialidades, de la anatomía humana raquídea, así como para la explicación de ésta por parte del profesorado.

Dada la complejidad de la preparación, no disponíamos de datos epidemiológicos de los donantes de los especímenes raquídeos. La obtención de los mismos no se juzgó como necesaria o crucial para la realización del estudio ya que se buscaba que la técnica estudiada fuera aplicable en todos los escenarios y no solo en individuos con determinadas características morfológicas, de género, etarias o de talla.

El trabajo se llevó a cabo en la sala de disección anatómica de la Facultad de Medicina de la Universidad de Santiago de Compostela. Se utilizó una mesa adaptada que evitaba el movimiento de los especímenes y facilitaba la medición de ángulos como se describe más adelante.

En los diez raquis subaxiales con vértebras secas se llevó a cabo la simulación de la nueva trayectoria descrita en este trabajo, así como las trayectorias descritas por Magerl, Anderson y An [48–50]. Se realizó la simulación de manera secuencial y bilateral para todas las trayectorias, en cada vértebra de C3 a C6 (véase Figura 3-5). La vértebra seca permite el brocado con agujas finas sin pérdida de referencias o stock óseo. De este modo el mismo número de inserciones fue realizado con cada trayectoria. Esto contribuye a evitar sesgos entre técnicas por bajo número de inserción en un método con respecto al nuevo método



Figura 3-5 Detalle de las diferencias anatómicas de C3 a C6

descrito en esta tesis doctoral, facilita su comparación y aumenta su validez.

Se seleccionaron las trayectorias anteriormente citadas dado que son la referencia en múltiples trabajos y las más utilizadas por cirujanos especializados en la cirugía de raquis. Por tanto, su uso para la comparación en este trabajo con la nueva trayectoria descrita parece lo más adecuado.

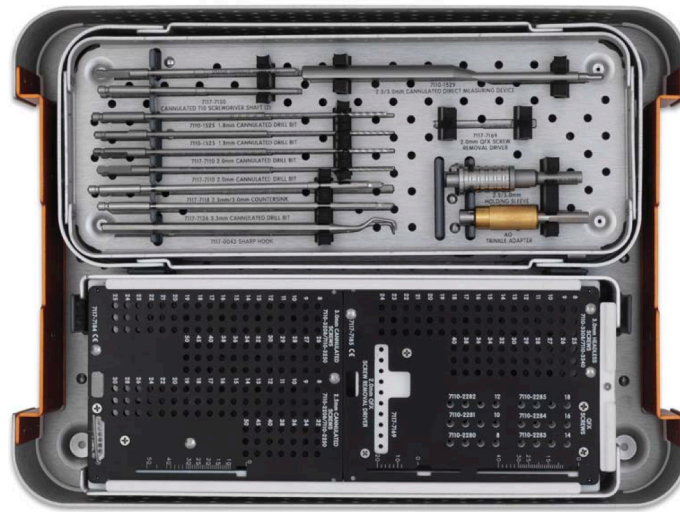


Figura 3-6 Instrumental de pequeños fragmentos y motor

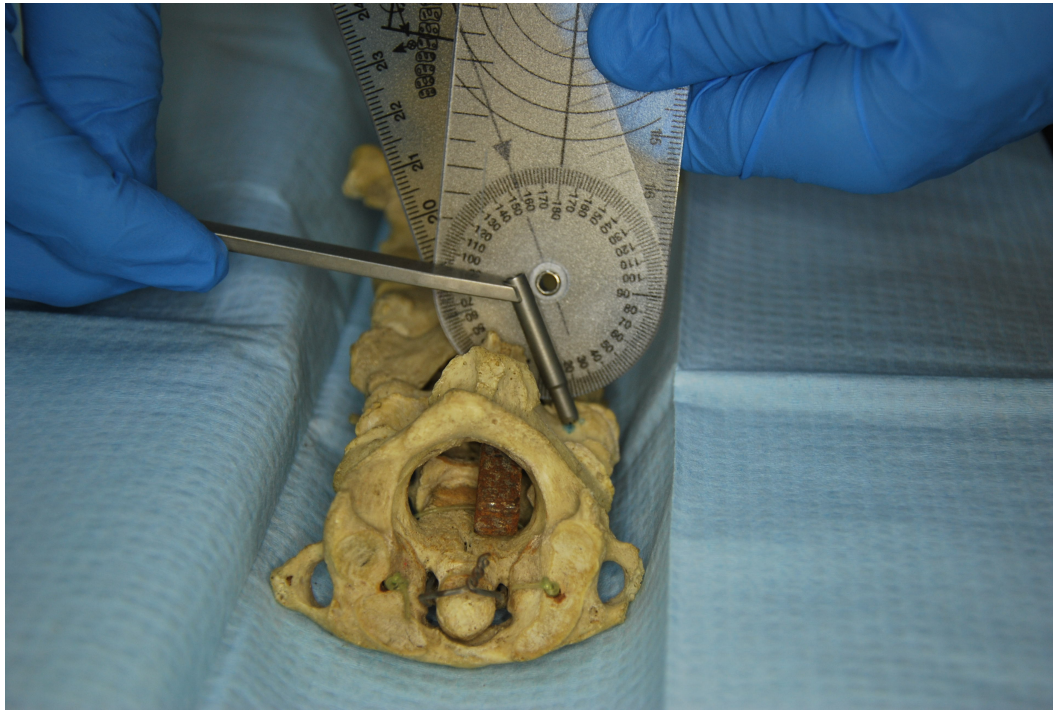


Figura 3-7 Medida de la angulación de medial a lateral



Figura 3-8 Medida de la angulación de caudal a craneal

Para recrear las trayectorias se utilizó un set de tornillos canulados (Smith and Nephew *small cannulated screw system*, fabricado en Cordova, USA). Se trata de un sistema de alta precisión, con sistema milimetrado, idóneo para medir en el rango de longitudes que suelen emplear los tornillos pediculares cervicales. Con la ayuda de una aguja/broca de 1,1mm de diámetro, fabricada en acero inoxidable, y una guía de broca de ángulo fijo, se realizó la perforación en cada masa lateral, de acuerdo con la descripción de cada autor (Magerl, Anderson y An) así como siguiendo las indicaciones de la nueva trayectoria propuesta, descrita previamente. Tras el brocado, se introdujo una aguja de Kirschner de 1,1mm que permitía determinar la longitud potencial de inserción (véanse Figura 3-6, Figura 3-7 y Figura 3-8).

Después de cada medición, los orificios se recubrían con cera de hueso para evitar cualquier tipo de interferencia o confusión en la aplicación de la siguiente técnica.

Los brocados de todas las inserciones fueron llevados a cabo por el director de esta tesis doctoral, el Dr. Alberto Díez Ulloa, con más de 25 años de experiencia en la realización de estas técnicas y cirugía de raquis.

Los ángulos de cada trayectoria clásica, descrita en la bibliografía fueron establecidos mediante un goniómetro, de acuerdo con las recomendaciones de cada autor, usando la mesa como plano fijo para minimizar la variabilidad de inserción. La medición de ángulos fue comprobada tanto por el director de tesis (Dr. Alberto Díez Ulloa) como por el autor de esta tesis doctoral (Samer Amhaz Escanlar) y un importante colaborador (Dr. Alberto Jorge Mora, cirujano con más de 12 años de experiencia en cirugía ortopédica).

En cada inserción se midió la longitud de inserción con un medidor canulado perteneciente al instrumental utilizado (véanse Figura 3-9, Figura 3-10 y Figura 3-11).

También se analizó el punto de salida para valorar la potencialidad de lesión de estructuras vasculonerviosas adyacentes, lo que describe una situación de riesgo en el escenario de un brocado bicortical (no siempre realizado en la práctica clínica de muchos

cirujanos de raquis, optando por una técnica monocortical en muchos casos, con el consecuente sacrificio en el agarre y por tanto la estabilidad del tornillo de masa lateral y el montaje posterior con el resto de elementos de la fijación posterior). Para clarificar la potencial complicación se analizó el lugar de salida en la pared anterior de la masa lateral y se introdujeron cables comunes de simulación tanto en los forámenes vertebrales como en los agujeros de conjunción, simulando las raíces vertebrales C4, C5, C6 y C7 (bilaterales), y las arterias vertebrales derecha e izquierda (véanse Figura 3-12, Figura 3-13 y Figura 3-14).



Figura 3-9 Inserción de la aguja de Kirschner



Figura 3-10 Inserción en el plano sagital de la aguja de Kirschner

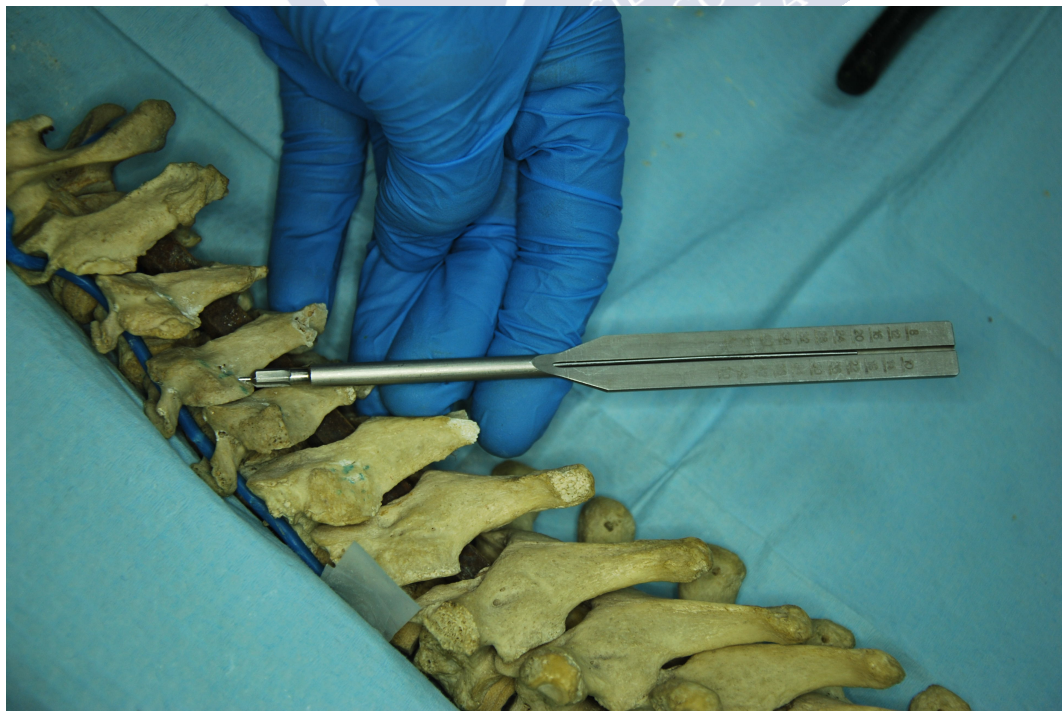


Figura 3-11 Medición de la longitud

Se realizó un total de 320 inserciones, 80 para cada trayectoria estudiada. En cada inserción se evaluó la longitud de inserción y el potencial daño vascular y nervioso, anotando así mismo el nivel de inserción.

Se registró, para cada inserción, la longitud de inserción de la aguja de guía de Kirschner (que simula la longitud de un tornillo de instrumentación) así como la potencial lesión de la arteria vertebral o de la raíz nerviosa correspondiente, en función del punto de salida en la pared anterior de la masa lateral (véanse Figura 3-15 y Figura 3-16).

Para el manejo de los datos y análisis estadístico se utilizó el paquete de software del proyecto R [85], contando con la colaboración del Dr. Manuel Febrero Bande, profesor del Departamento de Estadística, Análisis Matemático y Optimización de la Facultad de Matemáticas de la Universidad de Santiago de Compostela para la realización del estudio estadístico y la posterior interpretación de datos.



Figura 3-12 Simulación de la arteria vertebral



Figura 3-13 Simulación de la raíz nerviosa y de la arteria vertebral



Figura 3-14 Vista superior de la valoración de los daños radicular y arterial



Figura 3-15 Medición de angulación sagital

Las medidas fueron expresadas como el valor medio con la desviación estándar.

Con objeto de comparar y homogeneizar que las vértebras tienen distintos tamaños en función del nivel y del espécimen, se usaron los ratios de longitud de la nueva técnica descrita con respecto a las trayectorias de Magerl, Anderson y An. Esto permitió la comparación de los datos obtenidos de cada espécimen y vértebra usando un *t*-test clásico para la media. En este caso, fue evaluada la hipótesis nula donde la media es igual a 1 frente a la alternativa donde la media sería mayor. En lo que respecta al número de lesiones, puede considerarse una distribución binomial de cara a la comparación de la proporción de lesiones con cada técnica respecto a las demás. Ésta se realizó usando un *t*-test clásico para la igualdad de proporciones, primero considerando un test para 4 poblaciones y entonces comparando por pares los datos.

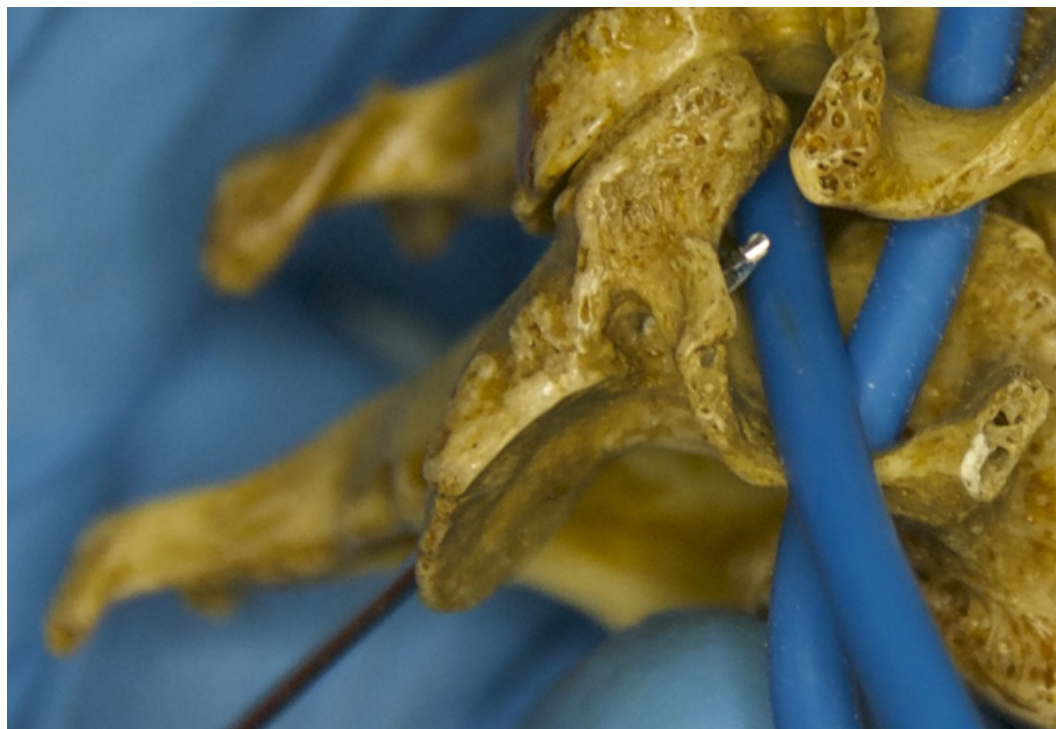


Figura 3-16 Detalle de la salida de la aguja de Kirschner en la masa lateral

### 3.4 Estudio en cadáver

En esta etapa del estudio, se utilizaron 8 cadáveres completos. Los especímenes fueron facilitados por el Departamento de Ciencias Morfológicas de la Facultad de Medicina de la Universidad de Santiago de Compostela.

En esta parte de la tesis se comparó la nueva trayectoria descrita aquí frente a las trayectorias de Magerl y An. Se eligieron estas dos trayectorias porque son las que mejores resultados habían obtenido a pesar de ser inferiores en cuanto a resultado teórico frente a la nueva.

Dada la carestía de donantes, no fue posible realizar una selección de cadáveres en base a características morfológicas o presencia de anomalías anatómicas o patologías previas. No se disponía de datos epidemiológicos de los especímenes y no se consideró necesaria su obtención dada la imposibilidad de descartar donantes por los motivos anteriormente citados. Adicionalmente, se consideró que el no conocer dichos datos podría acercar parcialmente la situación de

inserción de tornillos en masas cervicales a la situación real de inserción en un quirófano.

Los cadáveres se habían preservado con técnicas de formolización como se realiza de forma habitual en el Departamento de Ciencias Morfológicas a lo largo de varios años. Para ello, los cadáveres donados fueron desprovistos de pelo a nivel craneal, y sumergidos en un tanque de formol con controles periódicos para asegurar la correcta penetración del mismo en el interior (véase Figura 3-17).



**Figura 3-17 Imagen de uno de los cadáveres utilizados antes de empezar la preparación del abordaje**

Durante la manipulación de los cuerpos, se tomaron todas las medidas de precaución y seguridad contempladas en la legislación (uso de gafas y guantes, mascarillas con filtro...).

En cada uno de los especímenes se realizó un abordaje posterior cervical, sobre las vértebras subaxiales, ampliado proximal y distalmente de la misma forma que se realiza en un quirófano cuando se realiza una fijación raquídea posterior. Para realizar este abordaje, en primer lugar, se practicó un corte longitudinal en la línea media cervical. En el manejo del cadáver es necesario ampliar en forma de H

el abordaje, a nivel proximal y distal ya que las características de la piel conservada en formol impiden la retracción, al ser nula la elasticidad de ésta.

Posteriormente se realizó una disección a través de la línea media, dividiendo el tejido celular subcutáneo hasta llegar a las apófisis espinosas (véase Figura 3-18).

El abordaje continuó con la disección hacia lateral de la musculatura paraespinal. El objetivo era realizar una disección subperióstica y continuar en la línea media para evitar sangrado. En este estudio se siguió ese plano para recrear las condiciones quirúrgicas (véase Figura 3-19).

Se continuó con la liberación subperióstica, separando la musculatura paraespinal de apófisis y lámina hasta llegar a la articulación intervertebral, donde se separa la musculatura, respetando la cápsula articular como se haría en una situación real para evitar una fusión indeseada.

Una vez finalizado el abordaje, se procedió a la implantación de tornillos. El material utilizado fue la instrumentación posterior Summit (Johnson and Johnson/ Depuy Spine Leeds England) actualmente descatalogada pero anteriormente comercializada para su uso en pacientes humanos que requerían una instrumentación posterior de raquis cervical subaxial.

Para la realización de esta tesis, se utilizó el instrumental de inserción y se disponía de 8 tornillos, de longitudes fijas no seleccionables. Dado el prohibitivo precio de este instrumental se decidió continuar el estudio teniendo en cuenta que en un análisis posterior se evaluarían las trayectorias teóricas y no las reales dada la imposibilidad de seleccionar longitudes concretas. Se descartó utilizar tornillos de otro tipo, no quirúrgicos, para mantener una situación de simulación real. En todo momento se siguió la técnica quirúrgica tal y como recomienda el fabricante de la instrumentación.



**Figura 3-18** Abordaje longitudinal cutáneo y progresión del abordaje en planos subcutáneo, fascial y paraespinal.



**Figura 3-19** Detalle del abordaje finalizado, con exposición completa de las masas laterales

La inserción de los tornillos, utilizando la nueva trayectoria descrita en esta tesis, se realizó tomando la masa lateral como referencia, analizando la forma y tamaño y teniendo en cuenta que se trata de un cubo. Se tomó como punto de entrada el ángulo inferomedial y se dirigió la broca al ángulo superoexterno (véanse Figura 3-20 y Figura 3-21).



**Figura 3-20 Brocado de la masa lateral**

Para la inserción de tornillos siguiendo las técnicas de Magerl y An se utilizó la mesa de sujeción especial de la sala de disección del Departamento de Ciencias Morfológicas. Sirviendo de referencia estable y constante. Se utilizó un goniómetro plástico para establecer los ángulos de inserción. Antes de realizar el brocado, se midieron los ángulos dos veces (el autor de esta tesis y un colaborador, el Dr. Alberto Jorge Mora) (véanse Figura 3-22 y Figura 3-23).



**Figura 3-21 Detalle del brocado de la masa lateral**

Dado que se implantaban tornillos en esta fase de la tesis, y no agujas de 1,1mm como en la fase anterior, no era posible realizar múltiples inserciones. Se juzgó que para no alterar resultados aumentando el riesgo de fractura de la masa lateral con las diferentes trayectorias o de condicionar una trayectoria por el trayecto previo de otra, solo se realizó una inserción por cada masa lateral. Se fue alternando derecha e izquierda en cada cadáver para minimizar un posible sesgo por lado (ya sea por variaciones anatómicas, nunca descritas pero posibles, o por condicionar que el cirujano que realizó las inserciones era diestro).

Para poder manipular correctamente los raquis y para preservar los cuerpos de cara a otros estudios en otras localizaciones anatómicas, por otros servicios médicos o en otras tesis doctorales o estudios, se decidió separar la cabeza y cuello de los donantes del resto del cuerpo.



Figura 3-22 Medición de la angulación en el plano axial en cadáver

Para ello se utilizó una mesa de corte con sierra, especializada, que se encuentra en el propio Departamento de Ciencias Morfológicas de la Facultad de Medicina de la Universidad de Santiago de Compostela, en la sala de disección.

Inicialmente se realizó un corte transversal a la altura de los hombros, al que luego se le añadieron cortes longitudinales a ambos lados, de cara a una mayor facilidad de transporte, ya que una vez finalizada la parte de inserción de tornillos se transportarían al Hospital Provincial de Conxo para realizar un estudio con tomografía axial (véase Figura 3-24).

Una vez terminada la implantación de los 8 tornillos y la separación del segmento de cadáver a estudiar, se procedió al transporte en contenedor sanitario hermético al Hospital Provincial de Conxo para la realización de una tomografía axial computerizada que permitiese evaluar el posicionamiento de cada tornillo (véanse Figura 3-25, Figura 3-26 y Figura 3-27).



Figura 3-23 Detalle de la inserción del tornillo de la masa lateral

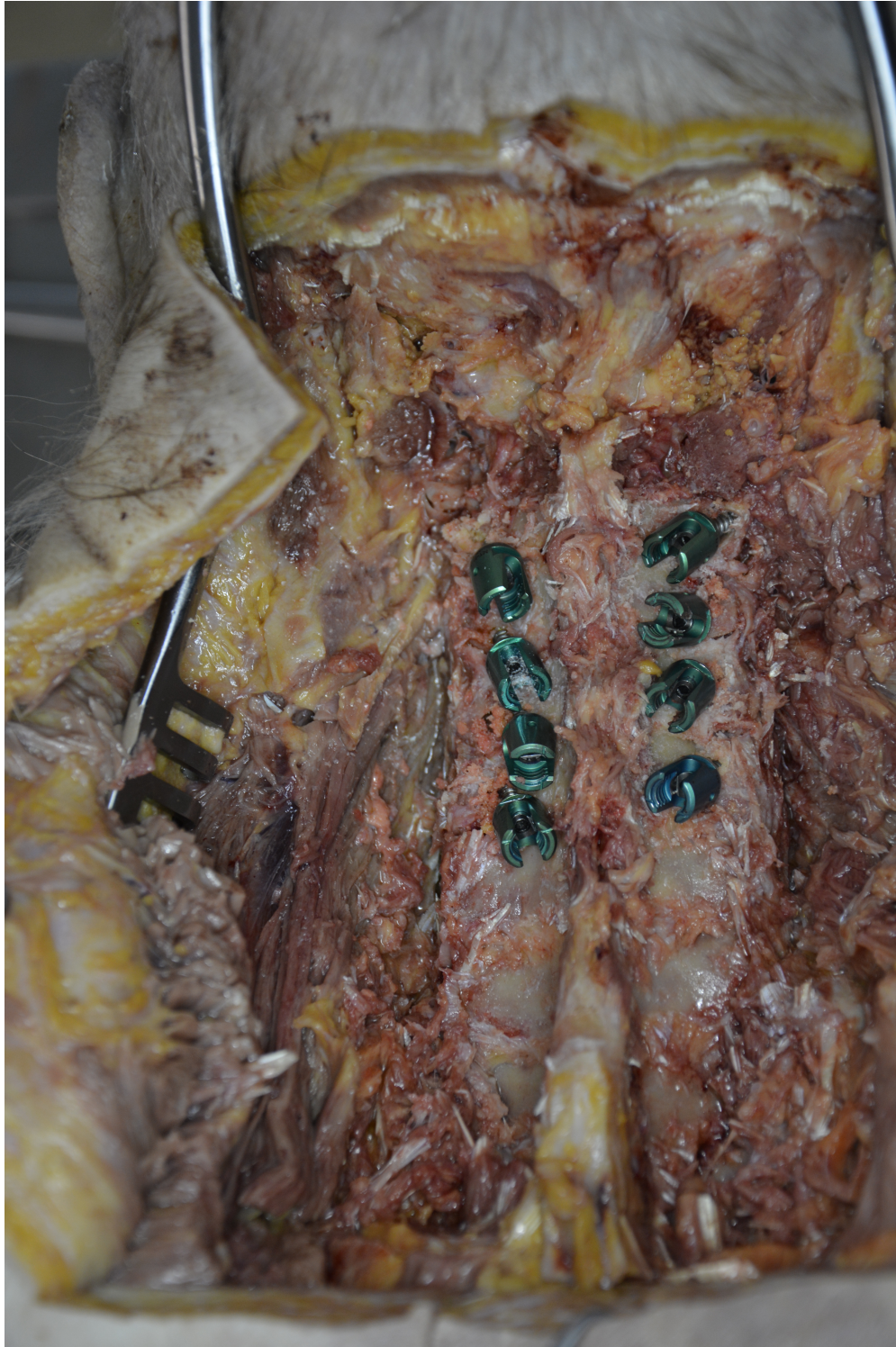


Figura 3-24 Detalle de un raquis cervical bajo de uno de los cadáveres con todos los tornillos implantados



**Figura 3-25 Separación del segmento cervical y cabeza**

El aparato utilizado fue un CT Scan Philips Evo (Koninklijke Philips, USA) con cortes de 3mm.

Se utilizó el software de interpretación de imágenes de Philips, el programa Sectra, utilizado en el Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela (hospital de la red pública del Servizo Galego de Saúde) y el programa Horos [86].

Resultó crucial la colaboración del Dr. Ignacio Lete Achirica, Facultativo Especialista del Área de Radiodiagnóstico del Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela, que realizó la reconstrucción de las imágenes de tomografía para que pudiesen ser posteriormente interpretadas por el autor de esta tesis doctoral, en los programas citados anteriormente.



**Figura 3-26 Imagen del primer corte**

Una vez realizada la tomografía computerizada del espécimen, se devolvía a la sala de disección de la Facultad de Medicina de la Universidad de Santiago de Compostela para su conservación.

Posteriormente, en la siguiente sesión de preparación, se procedía a retirar los tornillos del espécimen y éste pasaba a ser preservado en el Departamento de Ciencias Morfológicas para su posterior uso (enseñanza, prácticas, otros trabajos...).



**Figura 3-27 Imagen del segmento final previo a su transporte**

Los tornillos se lavaban y se preparaba todo el instrumental nuevamente para repetir el proceso con cada uno de los especímenes.

En cada raquis cervical estudiado, más concretamente en cada tomografía, utilizando los programas informáticos anteriormente citados, se procedió a medir y recoger los datos necesarios para esta segunda fase del estudio: longitud potencial desde el punto de entrada en el muro posterior hasta el punto de salida en el córtex anterior de la masa lateral y potencial lesión de la raíz nerviosa o de la arteria vertebral. Para ello se localizó el eje del tornillo en el plano axial, coronal y sagital y se procedió a medir la longitud desde el punto de entrada al punto de salida (véanse Figura 3-28 y Figura 3-29). Hay que aclarar que los tornillos tenían longitudes predeterminadas (disponíamos de 8 tornillos y no había posibilidad de elegir tamaños como se haría durante una cirugía) siendo en ocasiones cortos o demasiado largos. En todas las mediciones se tuvo en cuenta la longitud teórica de un muro a otro de la masa lateral cuando el tornillo era largo y cuando era corto se prolongaba la trayectoria hasta el córtex para realizar la medición, homogeneizando así la técnica y parámetros y evitando posibles sesgos debidos al instrumental (véanse Figura 3-30, Figura 3-31 y Figura 3-32).

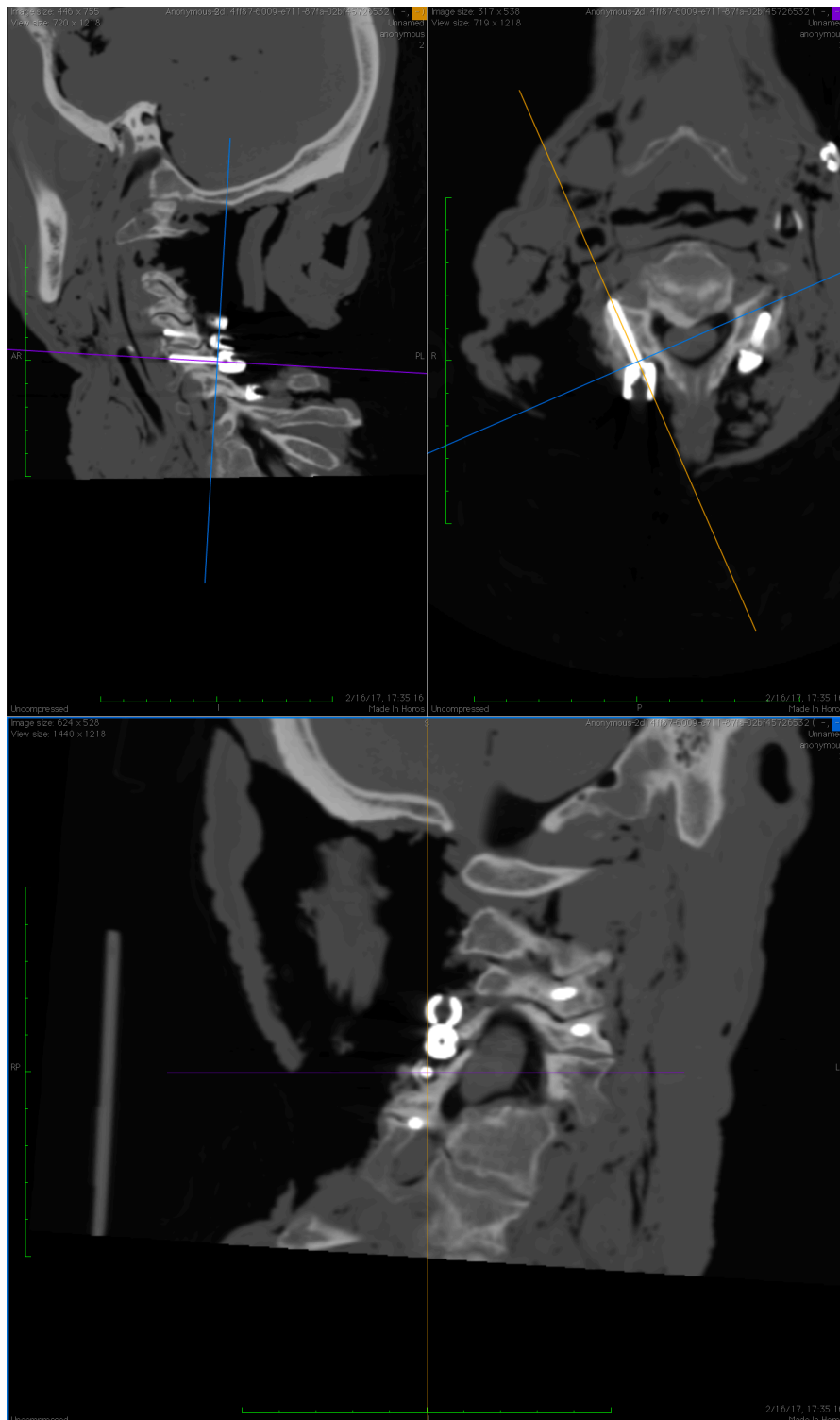


Figura 3-28 Identificación en el CT de los túneles de inserción en tres dimensiones

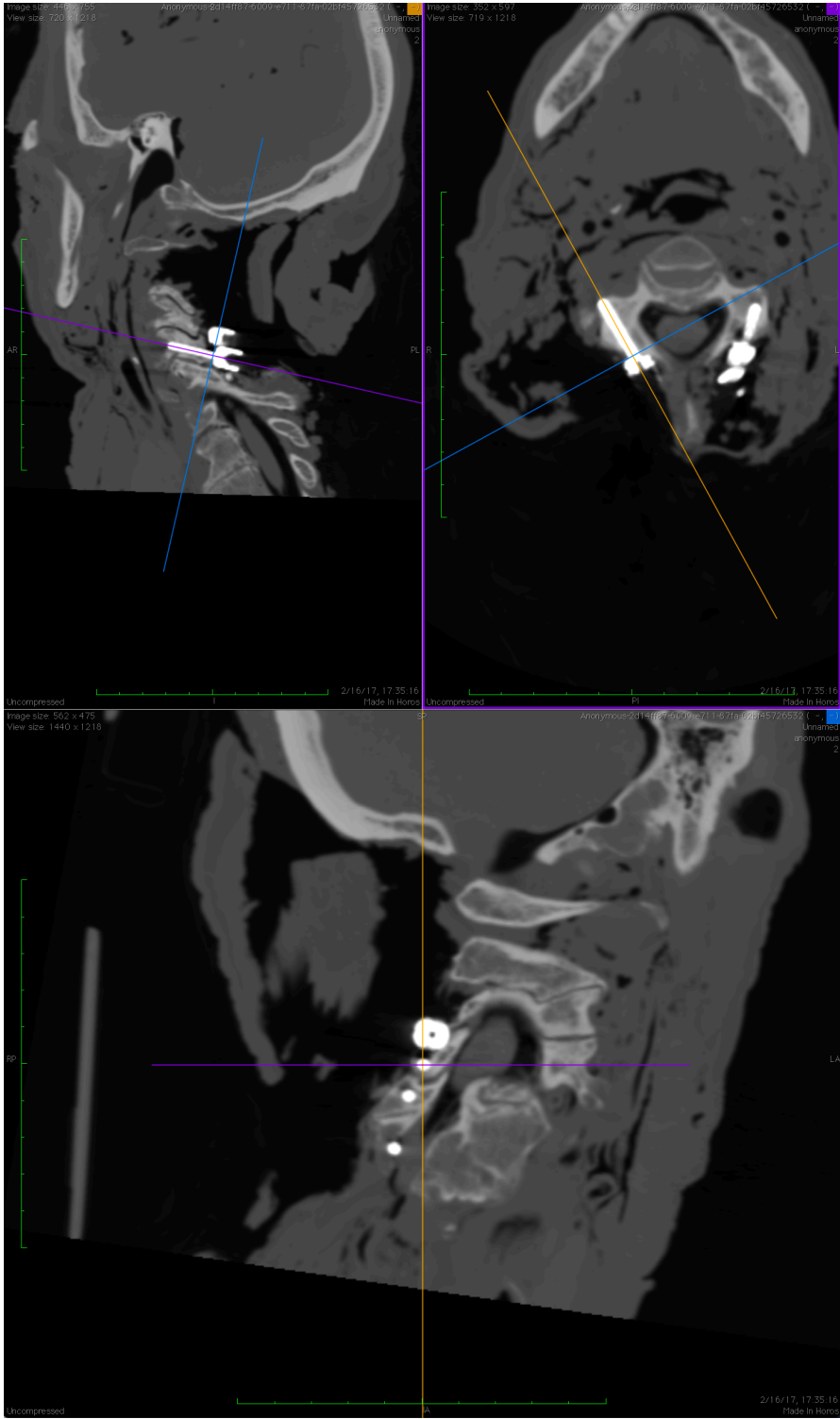


Figura 3-29 Identificación del tornillo del siguiente nivel en el CT

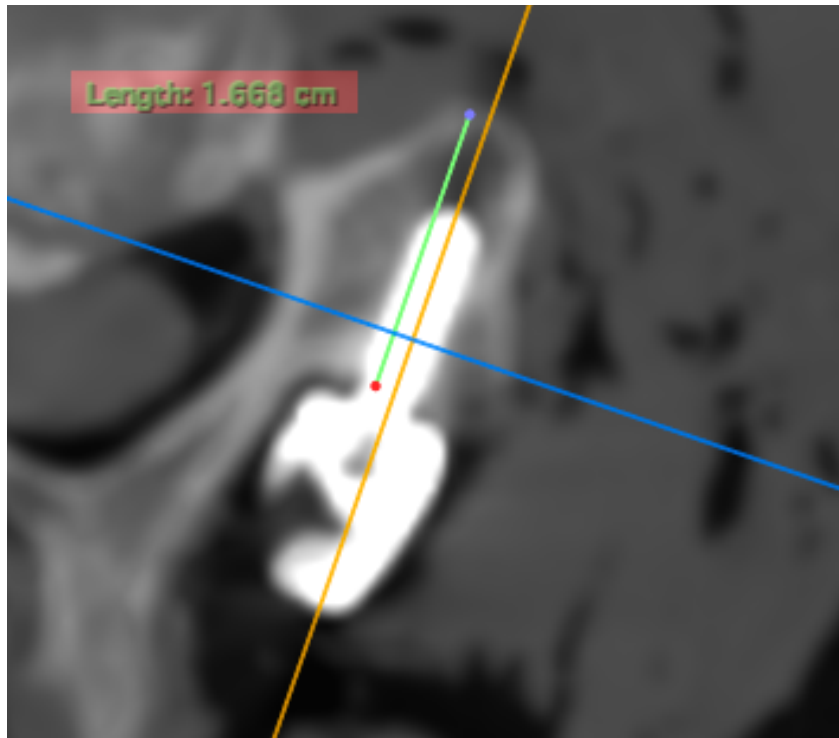


Figura 3-30 Medida del túnel teórico de inserción

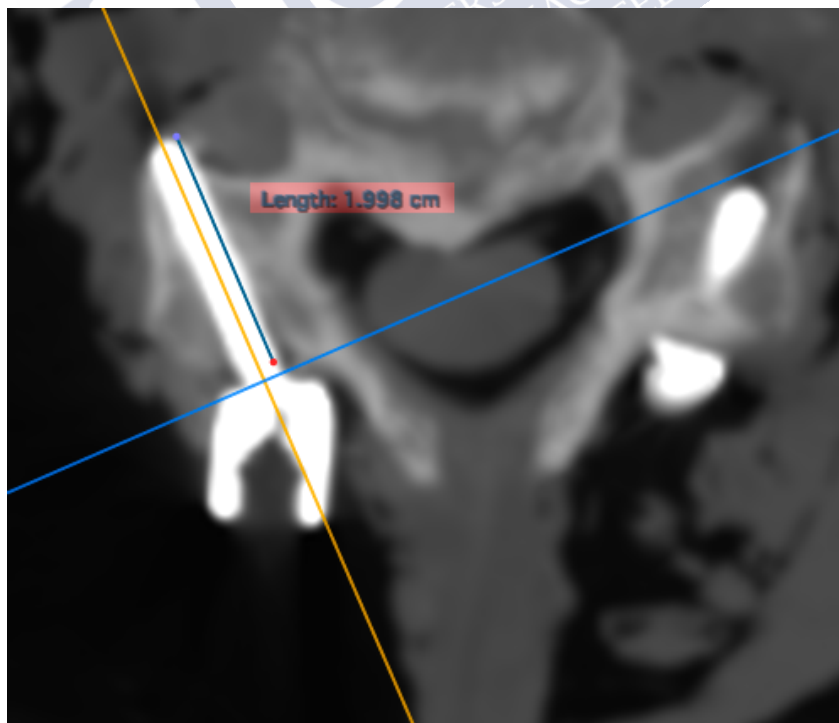


Figura 3-31 Medida del túnel de inserción de córtex posterior a anterior

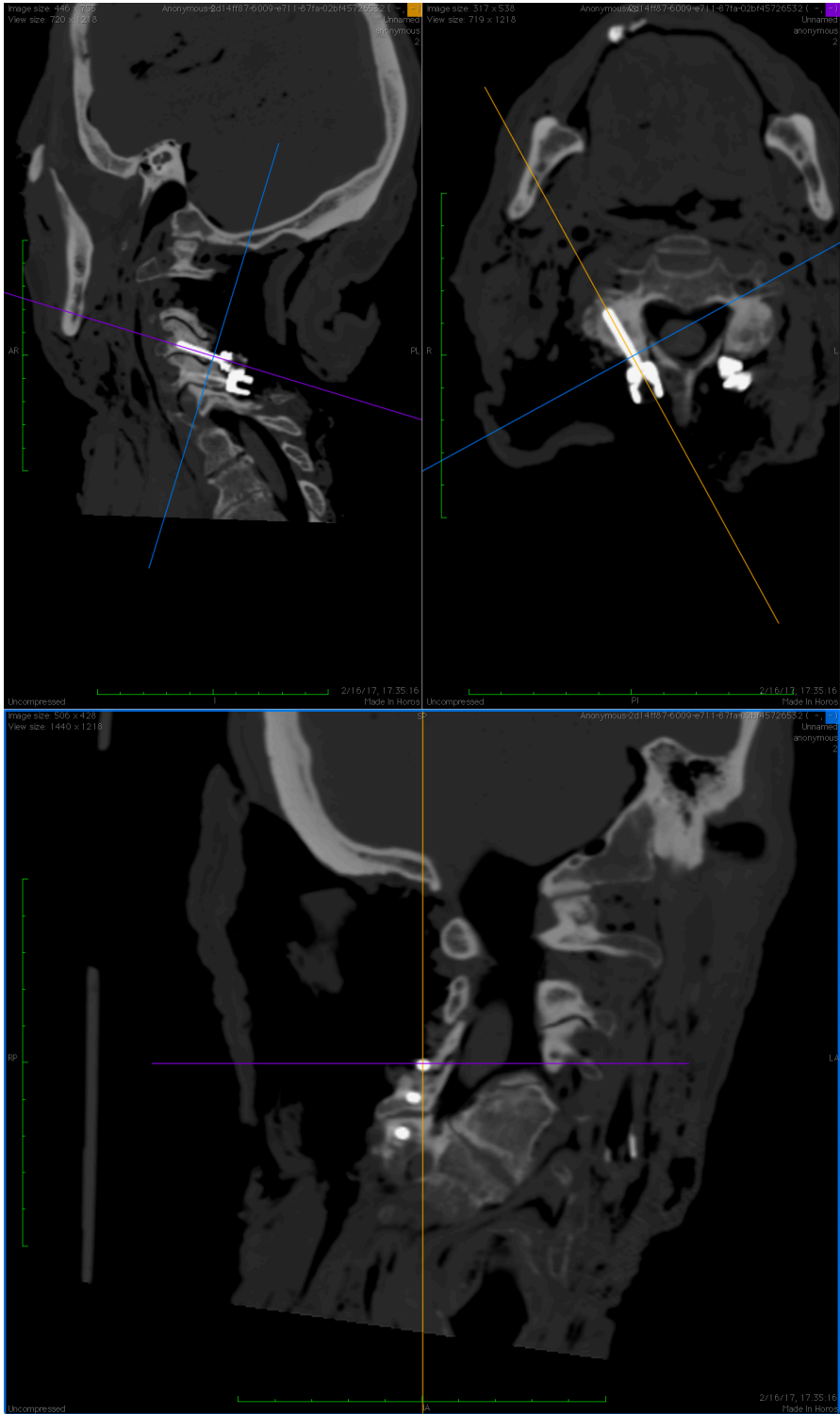


Figura 3-32 Identificación de los planos del tornillo y observación de una violación articular

### 3.5 Estudio clínico

En esta última fase de este trabajo, se buscaba estudiar la aplicación de la implantación de tornillos en masas laterales, usando la nueva técnica descrita y previamente estudiada en vértebras secas y en cadáveres de donantes humanos.

Debido a la naturaleza del estudio y para poder cumplir con las normas éticas que rigen hoy en día, se aplicó la técnica en aquellos pacientes donde se indicó la necesidad de una instrumentación posterior. No se prefirió la instrumentación posterior sobre otras alternativas solo para realizar el estudio.

Todos los pacientes fueron operados por el Dr. Alberto Díez Ulloa, director de esta tesis y jefe de la unidad de Raquis del Servicio de Traumatología del Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela. De este modo se contribuía a evitar sesgos de técnica e indicación.

Los pacientes intervenidos en todo momento siguieron el mismo protocolo de valoración, intervención, postoperatorio y revisiones que se venía realizando previamente en el Servicio de Traumatología del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela.

Todas las intervenciones se realizaron en el bloque quirúrgico del Hospital Clínico Universitario de Santiago de Compostela.

Desde la aprobación por parte del comité ético, que abrió la posibilidad de la realización de este trabajo, fueron intervenidos 20 pacientes.

La implantación de tornillos en masas laterales se realizó conforme a la técnica descrita por el fabricante de la instrumentación. Previamente se había realizado un abordaje posterior sobre raquis cervical subaxial como se ha descrito previamente en esta tesis (véase Figura 3-33).

En la implantación de los 160 tornillos utilizados, no se descubrió durante el seguimiento ninguna complicación (lesión de nervio o arteria). No fue posible la realización de un estudio que valorase todos los pacientes con una tomografía computerizada ya que esto implicaría un daño por radiación innecesario que no se podía permitir.

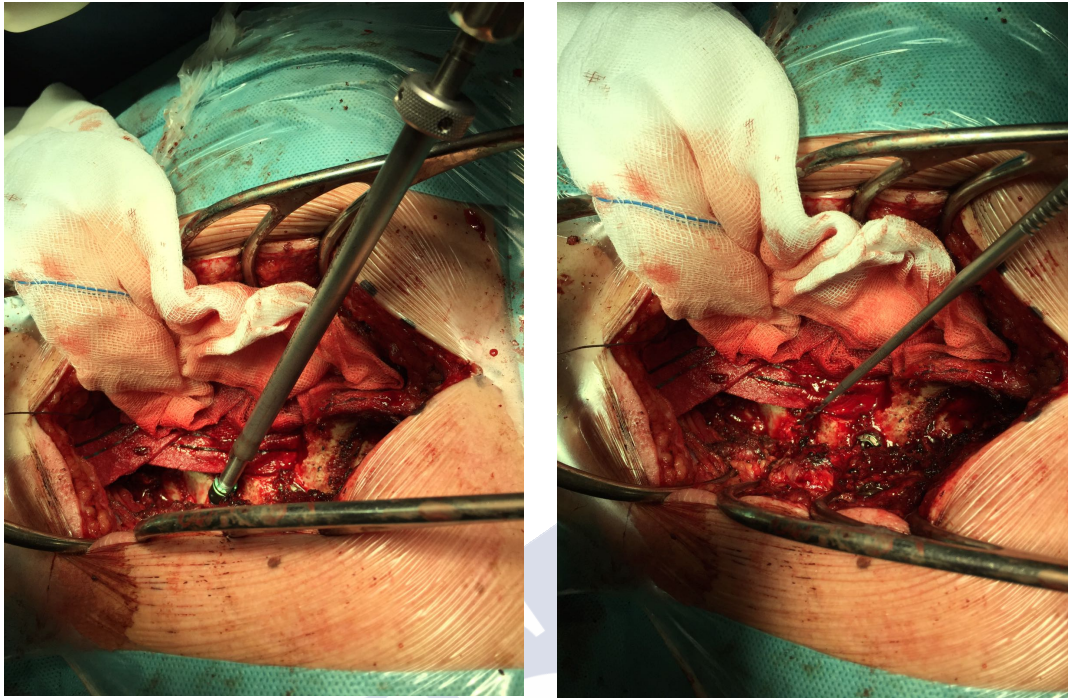


Figura 3-33 Imagen intraoperatoria de la inserción con la nueva técnica descrita

Se realizó control con TAC solo en aquellos pacientes que lo necesitaban para confirmar posición o complicación, pero nunca por el mero hecho de realizar mediciones de tornillos o valorar puntos de salida (ya que, al no haber clínica, ese estudio no era necesario).

En aquellos pacientes a los que se realizó un CT de control sí se realizó un examen en busca de posibles implantaciones que potencialmente hubiesen podido provocar un daño y no se encontró ninguno; no obstante, este dato es anecdótico al no poderse hacer un estudio reglado de estos eventos.

## 4 RESULTADOS

### 4.1 Estudio en vértebra seca

En la fase de estudio en raquis con vértebras secas, se realizaron un total de 320 mediciones, correspondiendo 80 a la nueva trayectoria descrita en esta tesis doctoral y 80 a cada trayectoria estudiada para comparación (Magerl, Anderson, An) [47, 49, 50].

En cada inserción se registró la longitud del posible tornillo (sobre la aguja de Kirschner) y el potencial daño de la arteria vertebral o la raíz espinal.

La Tabla 4-1 muestra los resultados obtenidos para cada inserción en cada vértebra.

#### 4.1.1 Longitud

La longitud media utilizando la técnica de Magerl fue de 14,1mm. La técnica descrita por Anderson permitió una inserción con una longitud media de 13,5mm. La técnica propuesta por An dio lugar a una longitud media de 12,8mm. Finalmente, con la nueva técnica se obtuvo una media de 17mm.

Si bien estos valores pueden ser indicativos de que la nueva trayectoria descrita permite la inserción de tornillos de mayor longitud, es necesario un análisis estadístico más preciso, con herramientas de un poder suficiente como para poder afirmarlo.

Los datos no se comportan como una distribución normal y existen múltiples variables que, si bien pueden permitir el análisis en los especímenes estudiados, presentan problemas a la hora de generalizarlos al resto de la población. Para evitar sesgos por la variabilidad interindividual anatómica no solo entre especímenes sino también entre niveles vertebrales, se realizó una comparación de las ratios de longitud de la nueva trayectoria con respecto a las demás.

# Samer Amhaz Escanlar

	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	L	M	N	O	P	Q
1	VERTERRA	LADO	CADAVR	MAGERL	MAG_DA	MAG_DR	ANDERSON	AND_DA	AND_DR	AN	AN_DA	AN_DR	ULLOA	ULL_DA	ULL_DR	ANGULO1	ANGULO2
2	C3	D	1	16	0	1	12	0	0	12	0	0	16	0	0	30	40
3	C3	I	1	12	0	1	10	0	0	10	0	0	18	0	0	32	36
4	C4	D	1	11	0	1	10	0	0	10	0	0	14	0	0	20	45
5	C4	I	1	14	0	0	12	0	0	12	0	0	20	0	0	32	38
6	C5	D	1	16	0	1	14	0	0	14	0	0	20	0	0	26	40
7	C5	I	1	16	0	1	14	0	0	14	0	0	20	0	0	26	40
8	C6	D	1	17	0	1	18	0	1	18	0	1	26	0	0	35	54
9	C6	I	1	16	0	1	14	0	0	13	0	1	26	0	0	30	40
10	C3	D	2	14	0	1	10	0	0	13	0	0	22	0	0	30	70
11	C3	I	2	13	0	1	11	0	0	12	0	0	15	0	0	30	40
12	C4	D	2	12	0	0	13	1	1	12	0	0	18	0	0	30	50
13	C4	I	2	12	0	0	12	0	0	10	0	0	15	0	0	32	40
14	C5	D	2	17	0	0	13	0	1	16	0	0	22	0	0	30	40
15	C5	I	2	12	0	0	10	0	0	10	0	0	18	0	0	30	40
16	C6	D	2	16	0	1	13	1	0	14	0	1	16	0	0	22	38
17	C6	I	2	12	0	0	12	0	0	12	0	1	20	0	0	20	42
18	C3	D	3	14	0	1	15	0	1	12	0	0	14	0	0	30	60
19	C3	I	3	14	0	1	16	0	1	14	0	0	14	0	0	40	60
20	C4	D	3	13	0	1	12	1	0	13	0	0	16	0	0	40	60
21	C4	I	3	14	0	0	13	0	1	12	0	0	14	0	1	50	30
22	C5	D	3	14	0	0	13	0	0	11	0	0	16	0	0	30	50
23	C5	I	3	14	0	0	15	1	0	11	0	0	16	0	0	30	50
24	C6	D	3	13	0	0	12	0	0	14	0	0	16	0	0	30	50
25	C6	I	3	15	0	0	14	0	0	14	0	0	20	0	0	40	50
26	C3	D	4	16	0	0	14	0	0	14	0	0	18	0	0	40	50
27	C3	I	4	16	0	1	18	0	0	14	0	0	16	0	0	40	60
28	C4	D	4	14	1	0	14	0	1	14	0	0	12	0	0	30	30
29	C4	I	4	10	0	1	12	0	1	10	0	0	15	0	0	40	50
30	C5	D	4	14	0	0	14	0	1	18	0	0	16	0	0	40	40
31	C5	I	4	13	0	0	12	0	1	10	0	0	20	0	0	40	50
32	C6	D	4	16	0	0	14	0	1	16	0	1	14	0	0	40	40
33	C6	I	4	12	0	1	18	0	0	15	0	0	20	0	0	30	40
34	C3	D	5	14	0	1	14	0	1	13	0	0	16	0	0	35	45
35	C3	I	5	14	0	0	15	0	1	14	0	0	16	0	0	40	45
36	C4	D	5	14	0	1	15	0	1	14	0	1	16	0	0	35	45
37	C4	I	5	15	0	0	16	0	1	14	0	0	16	0	0	35	45
38	C5	D	5	14	0	1	14	0	0	11	0	0	15	0	0	40	35
39	C5	I	5	12	0	0	14	0	0	14	0	0	18	0	0	30	40
40	C6	D	5	16	0	1	14	0	0	14	0	0	14	0	0	30	40
41	C6	I	5	14	0	0	14	0	0	10	0	0	14	0	0	30	40
42	C3	D	6	15	0	1	11	0	0	11	0	0	15	0	0	30	40
43	C3	I	6	12	0	0	10	0	0	10	0	0	18	0	0	30	35
44	C4	D	6	11	0	1	10	0	0	10	0	0	14	0	0	20	45
45	C4	I	6	14	0	0	12	0	0	12	0	0	20	0	0	32	38
46	C5	D	6	16	0	1	14	0	0	14	0	0	20	0	0	25	40
47	C5	I	6	16	0	0	14	0	0	14	0	1	20	0	0	25	40
48	C6	D	6	17	0	1	18	0	1	18	0	1	26	0	0	35	54
49	C6	I	6	16	0	0	14	0	0	13	0	0	25	0	0	30	40
50	C3	D	7	15	0	1	11	0	0	13	0	0	24	0	0	30	50
51	C3	I	7	13	0	1	11	0	0	12	0	0	15	0	0	30	40
52	C4	D	7	12	0	0	13	1	0	12	0	0	18	0	0	30	50
53	C4	I	7	12	0	0	12	0	0	10	0	0	15	0	0	32	40
54	C5	D	7	17	0	0	13	0	1	14	0	0	22	0	0	30	40
55	C5	I	7	12	0	0	10	0	0	10	0	0	18	0	0	30	40
56	C6	D	7	16	0	1	13	1	0	14	0	1	16	0	0	22	35
57	C6	I	7	12	0	0	12	0	0	12	0	1	20	0	0	20	45
58	C3	D	8	14	0	1	15	0	1	12	0	0	14	0	0	30	60
59	C3	I	8	14	0	0	13	0	1	12	0	0	14	0	1	50	30
60	C4	D	8	13	0	1	12	1	0	13	0	0	16	0	0	40	60
61	C4	I	8	14	0	0	13	0	1	12	0	1	14	0	0	50	30
62	C5	D	8	14	0	0	13	0	0	11	0	0	16	0	0	30	50
63	C5	I	8	14	0	0	15	1	0	11	0	0	16	0	0	30	50
64	C6	D	8	13	0	0	12	0	0	14	0	0	18	0	0	30	50
65	C6	I	8	15	0	0	14	0	0	14	0	0	20	0	0	40	50
66	C3	D	9	14	0	1	14	0	1	13	0	0	18	0	0	35	45
67	C3	I	9	14	0	0	15	0	0	14	0	0	16	0	0	40	45
68	C4	D	9	14	0	1	15	0	0	14	0	1	18	0	0	35	45
69	C4	I	9	15	0	1	15	0	1	14	0	0	16	0	0	35	45
70	C5	D	9	14	0	0	14	0	0	11	0	0	15	0	0	40	35
71	C5	I	9	12	0	0	14	0	1	14	0	0	20	0	0	30	40
72	C6	D	9	16	0	1	16	0	1	14	0	0	14	0	0	30	40
73	C6	I	9	14	0	0	14	0	0	10	0	0	16	0	0	30	40
74	C3	D	10	14	0	1	14	0	1	13	0	0	16	0	0	35	45
75	C3	I	10	14	0	0	15	0	0	14	0	0	16	0	0	40	45
76	C4	D	10	14	0	1	15	0	1	14	0	1	16	0	0	35	45
77	C4	I	10	15	0	0	17	0	1	14	0	0	16	0	0	35	45
78	C5	D	10	14	0	1	14	0	1	11	0	0	15	0	0	40	35
79	C5	I	10	12	0	0	14	0	0	14	0	0	18	0	0	30	40
80	C6	D	10	16	0	1	13	0	0	14	0	0	16	0	0	30	40
81	C6	I	10	14	0	0	14	0	0	10	0	0	16	0	0	30	40

Tabla 4-1 Mediciones en la fase 1

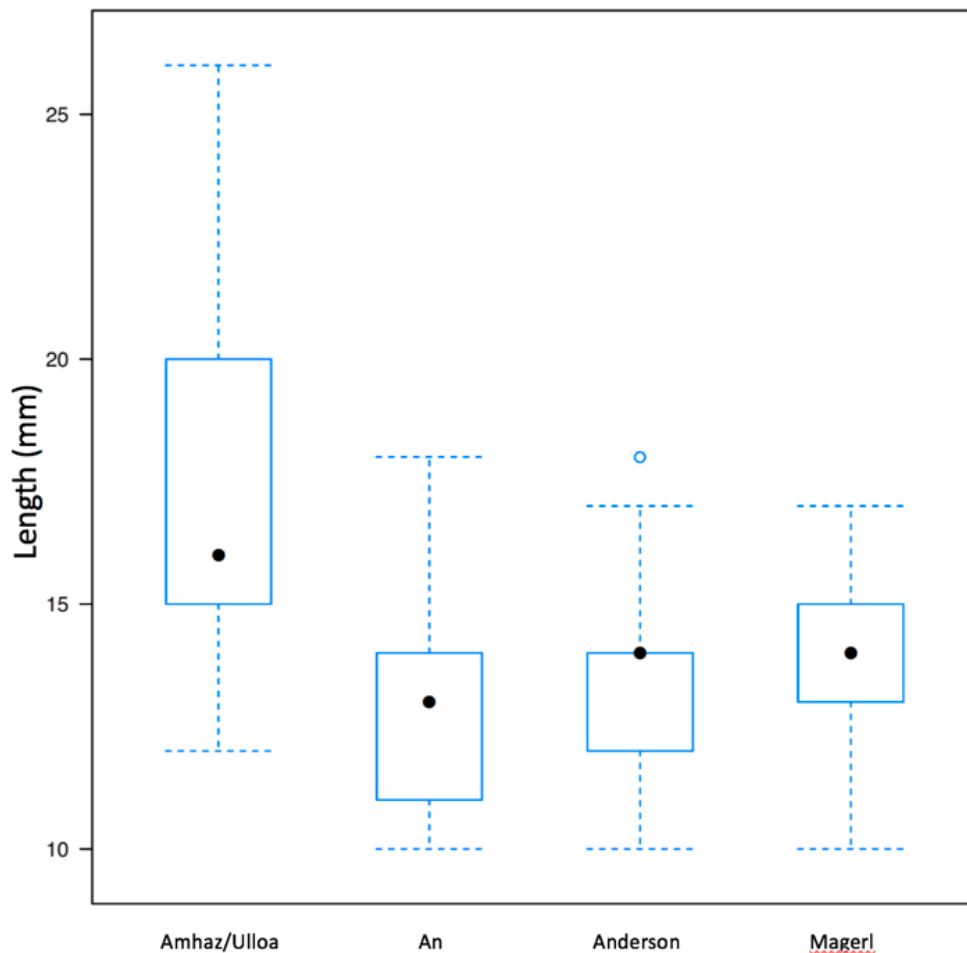


Figura 4-1 Comparación de la longitud entre la nueva técnica y las clásicas

Se utilizó un *t*-test clásico (de las ratios entre trayectorias) por su mayor poder estadístico, frente a otras alternativas para distribuciones no normales porque aun cuando los datos no pueden suponerse normales, el tamaño muestral es suficiente para que la aproximación estadística del *t*-test sea de buena calidad (como efecto del teorema central de límite). Se estableció como hipótesis nula el valor 1, donde la media de la trayectoria descrita en este trabajo sería igual a la de la trayectoria con la que se compara. La hipótesis alternativa es que la ratio es mayor que 1 y por tanto los test realizados son unilaterales (véase Figura 4-1).

Se descartó el uso de otros test de comparación de poblaciones o de muestras apareadas por su sensibilidad a las diferencias en escala

que pueden existir entre vértebras de distintos niveles y distintos individuos (sesgo de sustracción).

En la comparación de la nueva trayectoria frente a la trayectoria de Magerl, se obtuvo una media de 1,240 (para un intervalo de confianza unilateral del 95% con límite inferior de 1,199) con un  $p$ -valor  $< 10^{-10}$  ( $1,55e-15$ ). Si se analizan los datos más detenidamente (véase Figura 4-2) se puede concluir que las diferencias entre trayectorias a favor de la nueva son mayores en C5 y C6, si bien en esta última existe una mayor dispersión de datos (sobre todo se refleja en la altura de la caja –rango intercuartílico–).

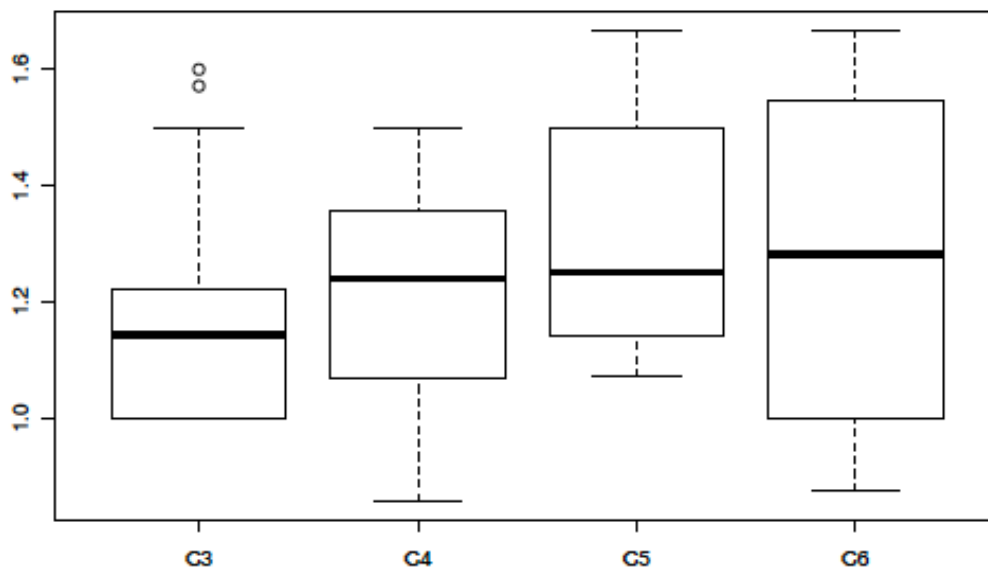


Figura 4-2 Boxplots de las ratios Ulloa/Amhaz frente a Magerl

En la comparación frente a la trayectoria de Anderson (véase Figura 4-3), se obtuvo una media de diferencia entre ratios de 1,308 (para un intervalo de confianza unilateral del 95% con límite inferior de 1,253) con un  $p$ -valor  $< 10^{-10}$  ( $7,505e-15$ ). En el estudio vértebra a vértebra se aprecia que los resultados en el primer y tercer cuartiles siempre están por encima de 1 y que la mediana fue mayor en C5, seguida de C6. En el caso de C5 también se observa que todo el rango de valores medios de comparación entre ratios está por encima de 1.

En la comparación de la nueva trayectoria contra la de An (véase Figura 4-4), el resultado en cuanto a la comparación de ratios fue una media de 1,369 (para un intervalo de confianza unilateral del 95% con límite inferior de 1,322) con un  $p$ -valor  $< 10^{-10}$  ( $2,2e-16$ ). Analizando las diferencias intervertebrales se aprecia que en C5 la dispersión de datos es mínima, encontrándose no solo los cuartiles centrales sino todo el rango por encima de 1.

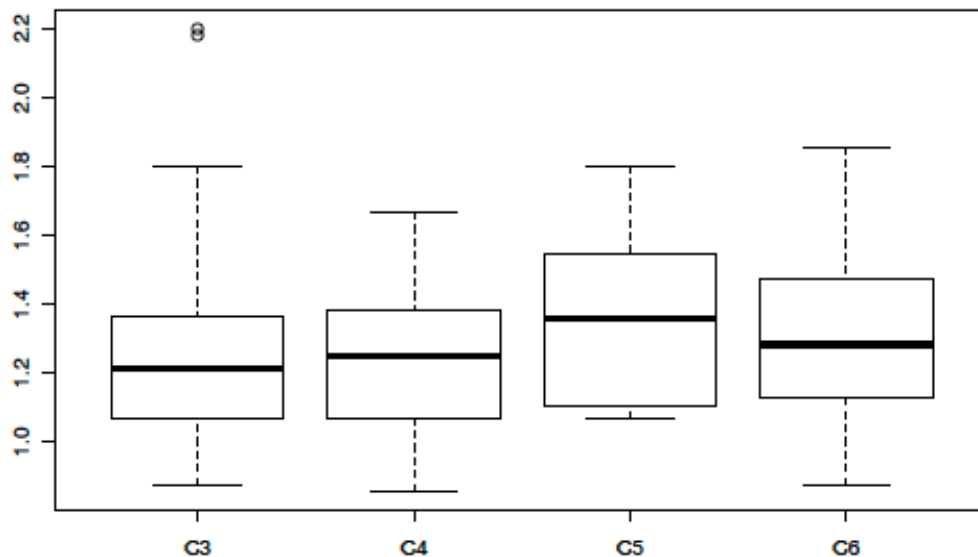


Figura 4-3 Boxplots de las ratios Ulloa/Amhaz frente a Anderson

En todos los casos la hipótesis nula fue rechazada (las trayectorias no dan lugar a tornillos de igual longitud) con  $p$ -valores menores de 0,00001, siendo la media de las ratios de 1,24 respecto a Magerl, 1,31 respecto a Anderson y 1,37 respecto a An. De esto se deduce que, estadísticamente, la trayectoria propuesta en este trabajo da lugar a la implantación de tornillos de mayor longitud.

Los datos también se analizaron con vistas a conocer si se existen diferencias entre un lado y otro, que podrían estar condicionadas por factores asociados al cirujano (diestro, zurdo o ambidiestro) o factores derivados de diferencias anatómicas no reportadas previamente.

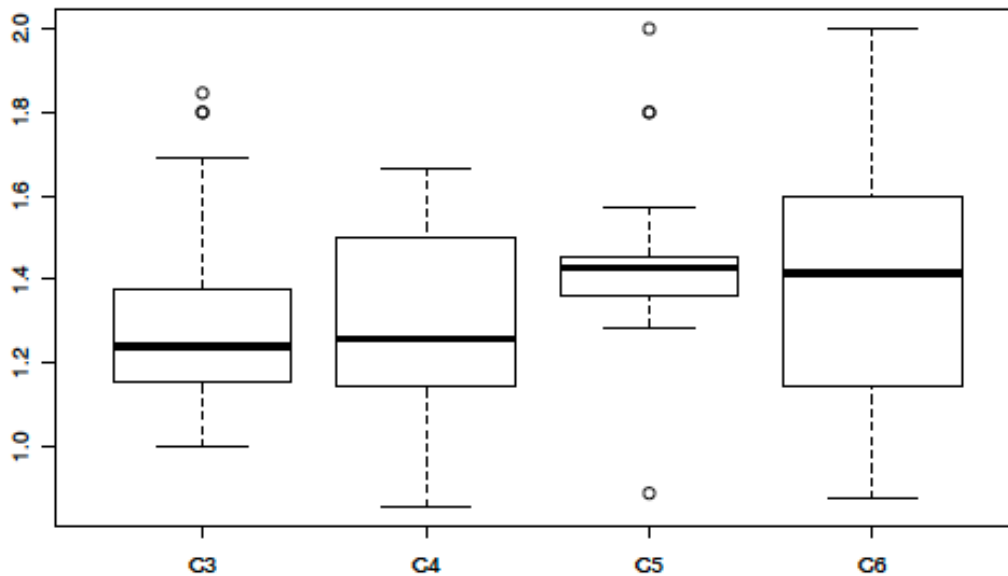
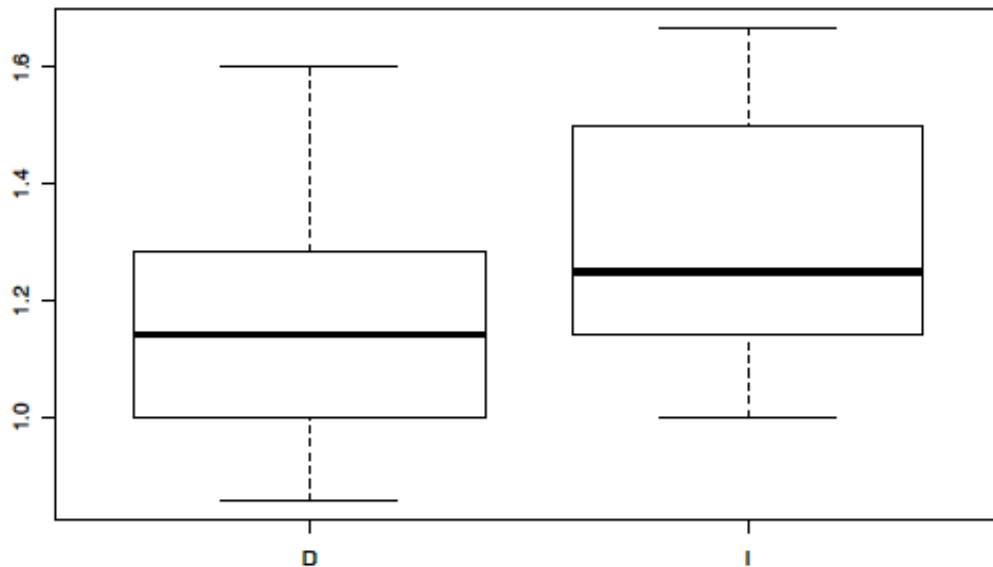


Figura 4-4 Boxplots de las ratios Ulloa/Amhaz frente a An

Cuando se comparan la nueva trayectoria frente a Magerl (utilizando medias entre vértebras sin diferencias segmentos, para facilitar la interpretación ya que si existen diferencias entre lados es poco probable que sean en un nivel determinado solamente) observamos que, en el lado izquierdo, las medias de proporción entre ratios son mayores, siendo tanto la mediana como todo el rango superior a 1. Realizando un *t*-test usual de diferencia de las ratios se obtiene un valor de 1,18 para el lado derecho y 1,29 para el lado izquierdo (para un intervalo de confianza del 95% entre -0,21 y -0,019) con un *p*-valor de 0,018. De este modo, si bien la comparación tiene significación estadística, el intervalo de confianza tan disperso nos lleva a considerar que con muestras más largas podríamos tener resultados más precisos. Una muestra más grande podría permitir calcular un intervalo más corto que nos permitiría aseverar con más seguridad si la diferencias entre lados son verdaderamente significativas (véase Figura 4-5).



**Figura 4-5** Diferencias entre las ratios del lado derecho e izquierdo U/A-Magerl

En el caso de la trayectoria de Anderson las diferencias entre lados fueron mínimas. Obteniéndose una proporción de las medias de las ratios de 1,28 (derecho) y 1,37 (izquierdo) con un  $p$ -valor de 0,56 (véase Figura 4-6).

Finalmente, al comparar por lados las trayectorias de An y la nueva, vemos que si hay diferencia una vez más a favor del lado izquierdo. En dicho lado el rango es superior a 1 y la mediana y los valores de los cuartiles 1° y 3° también son mayores que en el lado derecho. En este caso la media de las ratios fue de 1,29 en el lado derecho y 1,44 en el izquierdo con un  $p$ -valor de 0,05 pero con un intervalo de confianza entre -0,26 y -0,046 cuya dispersión, de nuevo, podría indicar de nuevo la necesidad de aumentar la muestra (véase Figura 4-7).

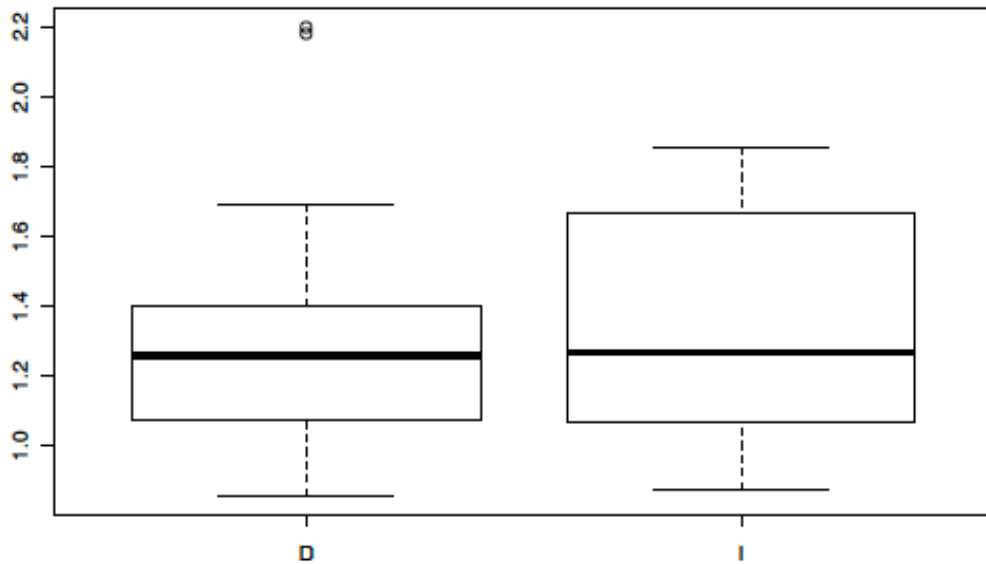


Figura 4-6 Diferencias entre lado derecho e izquierdo U/A frente a Anderson

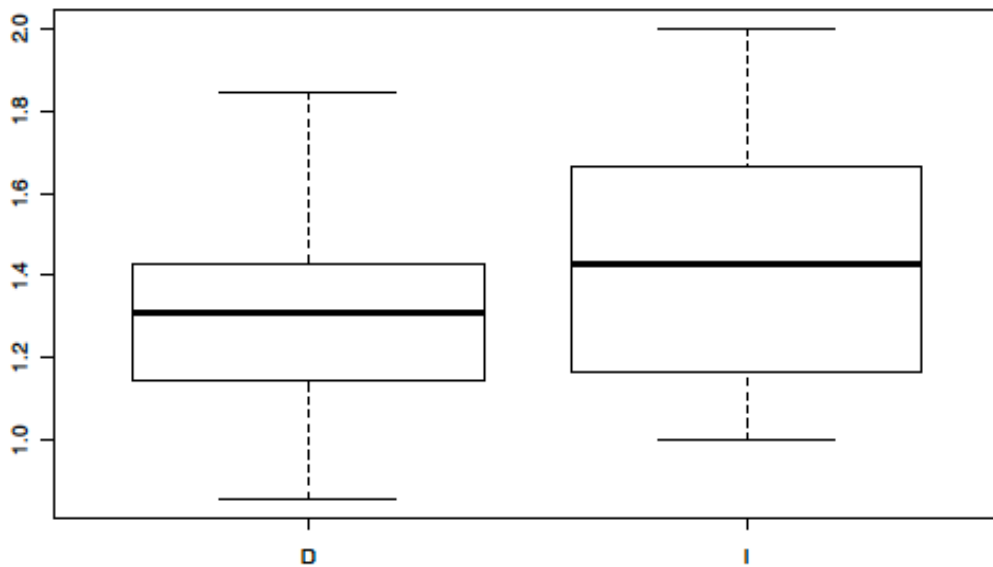


Figura 4-7 Diferencias entre lado derecho e izquierdo U/A frente a An

#### 4.1.2 Daño potencial

En lo que respecta a la posibilidad de producir un daño iatrogénico de la raíz espinal o de la arteria vertebral, esta variable toma valores binarios (0 o 1) y por tanto desde el punto de vista estadístico

sigue una distribución binomial. Las comparaciones entre trayectorias se realizan primero con un test para varias poblaciones de comparación de proporciones para aclarar que efectivamente las distribuciones son diferentes (diferente proporción) para posteriormente realizar un estudio estadístico por pares.

Los eventos iatrogénicos registrados en este estudio son escasos y se encuentran reflejados en la Tabla 4-1.

En este caso, los valores reflejan en tanto por uno la proporción de daño para la comparación, siendo en el caso del daño arterial de 0,0125 para la trayectoria de Magerl, 0,1 (equivalente a un 10%) para la de Anderson y 0 para An y la nueva trayectoria. Para el daño radicular, se halló que las proporciones fueron de 0,4625 para la trayectoria de Magerl, 0,3500 para la de Anderson, 0,1625 para la de An y 0,0250 para la nueva trayectoria.

El test para las 4 poblaciones indica que las distribuciones son diferentes, con un  $p$ -valor de 0,000136 en el caso del daño arterial y un  $p$ -valor  $< 10^{-9}$  ( $1,75e-10$ ) en el caso de daño radicular. Por tanto, se puede continuar con el test por pares.

Posteriormente, el test por pares permitió obtener los resultados expresados en la Tabla 4-2 de  $p$ -valores para el daño vascular.

	Magerl	Anderson	An
Anderson	0,066		-
An	1,00	0,028	
Ulloa/Amhaz	1,00	0,028	-

Tabla 4-2 Resultados en la fase 1 del daño arterial

En el caso de la trayectoria nueva, hubo diferencias estadísticamente significativas con la trayectoria de Anderson en lo que respecta al daño de la arteria vertebral. Pudiendo afirmarse que la trayectoria descrita en esta tesis doctoral da lugar a menos lesiones vasculares que la técnica de Anderson. Dada la escasez de eventos y datos, la comparación contra las trayectorias de Magerl y An no fueron significativas, aunque las proporciones de daños fueran mayores en la serie de datos obtenida en el caso de la trayectoria de Magerl (por eso el valor 1, se cumple la hipótesis nula) y similar (0 eventos) en el caso de la de An.

Para el daño radicular se obtuvo la Tabla 4-3.

	Magerl	Anderson	An
Anderson	0,19		-
An	0,00017	0,01348	
Ulloa/Amhaz	$2,3 \cdot 10^{-9}$	$1,2 \cdot 10^{-6}$	0,01002

Tabla 4-3 Resultados en la fase 1 del daño radicular

En este caso, la comparación de la nueva trayectoria frente a las demás nos permite afirmar que da lugar a menos lesiones nerviosas con una significación estadística para todas ellas (siendo especialmente clara en el caso de las dos primeras).

## 4.2 Estudio en cadáver

En cada tomografía computerizada de cada espécimen se analizó la longitud teórica de inserción y el potencial daño de la raíz nerviosa y de la arteria vertebral.

En este caso se comparaba la nueva trayectoria frente a las descritas por Magerl y An.

Se realizó un total de 64 mediciones de cada variable (véase Tabla 4-4).

Los 8 especímenes se dividieron en 2 grupos, 4 con las trayectorias nueva y Magerl, 4 con las trayectorias nueva y An. De este modo el tamaño muestral fue de 16 para cada trayectoria (en el caso de la nueva trayectoria son 32 pero nunca se comparan juntas sino como un grupo diferente).

### 4.2.1 Longitud

Inicialmente, se calculó la media de inserción con cada trayectoria, siendo esta de 18,39mm para la nueva trayectoria, 15,36mm para la trayectoria de Magerl y 13,45mm para la de An. Igual que en la fase anterior, esto nos indica que es posible que la nueva trayectoria sea superior en cuanto a longitud de inserción del tornillo. No obstante, es

necesario realizar un cálculo estadístico mediante el uso de varias herramientas, con un poder suficiente para poder corroborarlo.

	A	B	C	D	E	F	G	H
1	CADAVER	LEVEL	SIDE	TECHNIQUE	LENGTH	SCREW	ROOT	ARTERY
2	1	3	R	ULLOA	15.6	16	0	0
3	1	3	L	MAGERL	17.1	18	0	0
4	1	4	R	ULLOA	16.7	18	0	0
5	1	4	L	MAGERL	18.4	20	0	0
6	1	5	R	ULLOA	19.3	20	0	0
7	1	5	L	MAGERL	12.9	14	1	0
8	1	6	R	ULLOA	19.8	20	1	0
9	1	6	L	MAGERL	10.9	12	1	0
10	2	3	R	ULLOA	14.9	16	0	0
11	2	3	L	MAGERL	13.4	14	0	0
12	2	4	R	ULLOA	13.7	14	0	0
13	2	4	L	MAGERL	12.6	14	0	0
14	2	5	R	ULLOA	16	16	0	0
15	2	5	L	MAGERL	8.5	10	1	1
16	2	6	R	ULLOA	18.6	20	0	0
17	2	6	L	MAGERL	18.9	20	0	0
18	3	3	R	MAGERL	17.6	18	0	0
19	3	3	L	ULLOA	24.8	26	0	0
20	3	4	R	MAGERL	16.5	18	0	0
21	3	4	L	ULLOA	20.9	22	0	0
22	3	5	R	MAGERL	18.3	20	0	0
23	3	5	L	ULLOA	20.4	22	0	0
24	3	6	R	MAGERL	19.4	20	0	0
25	3	6	L	ULLOA	17.1	18	0	0
26	4	3	R	MAGERL	16	16	1	0
27	4	3	L	ULLOA	16	16	0	0
28	4	4	R	MAGERL	15.8	16	0	0
29	4	4	L	ULLOA	16.7	18	0	0
30	4	5	R	MAGERL	13.2	14	0	0
31	4	5	L	ULLOA	17.7	18	0	0
32	4	6	R	MAGERL	16.4	18	0	0
33	4	6	L	ULLOA	19.3	20	0	0
34	5	3	R	ULLOA	17.7	18	0	0
35	5	3	L	AN	12.4	14	0	0
36	5	4	R	ULLOA	19.9	20	0	0
37	5	4	L	AN	13.4	14	0	0
38	5	5	R	ULLOA	18	18	0	0
39	5	5	L	AN	13.9	14	0	0
40	5	6	R	ULLOA	19.5	20	1	0
41	5	6	L	AN	12.2	14	1	0
42	6	3	R	ULLOA	17.8	18	0	0
43	6	3	L	AN	13.7	14	1	1
44	6	4	R	ULLOA	18.9	20	0	0
45	6	4	L	AN	17	18	0	0
46	6	5	R	ULLOA	18.7	20	0	0
47	6	5	L	AN	16.8	18	0	0
48	6	6	R	ULLOA	18	18	0	0
49	6	6	L	AN	13.5	14	0	0
50	7	3	R	AN	13.9	14	0	0
51	7	3	L	ULLOA	15.2	16	0	0
52	7	4	R	AN	11.5	12	0	0
53	7	4	L	ULLOA	16	16	0	0
54	7	5	R	AN	11.5	12	0	0
55	7	5	L	ULLOA	22.5	24	0	0
56	7	6	R	AN	11.8	12	0	0
57	7	6	L	ULLOA	21.8	22	0	0
58	8	3	R	AN	13.3	14	1	0
59	8	3	L	ULLOA	19.2	20	0	0
60	8	4	R	AN	13.9	14	1	0
61	8	4	L	ULLOA	18.6	20	0	0
62	8	5	R	AN	14	14	0	0
63	8	5	L	ULLOA	20.5	22	0	0
64	8	6	R	AN	12.5	14	0	0
65	8	6	L	ULLOA	18.9	20	0	0

Tabla 4-4 Mediciones del estudio en la fase 2

Análogamente al estudio en vértebra seca, se realiza una comparación de medias de ratios mediante un *t*-test. Si bien este test está más indicado en distribuciones normales (y los resultados obtenidos no lo son), el número de datos permite el uso de este test, de mayor poder estadístico que otros más encaminados al análisis de distribuciones no normales. Como antes, el teorema central del límite nos asegura una aceptable aproximación y es la mejor alternativa disponible en relación a la serie de datos de los que se disponía.

La hipótesis nula, igual a 1, fue que la trayectoria nueva y la de Magerl o An eran iguales.

En la comparación de la nueva trayectoria frente a la de Magerl, se obtuvo una media de las ratios de 1,215 con un *p*-valor de 0,0065 con un intervalo de confianza unilateral con un valor inferior de 1,081. De este modo se puede afirmar que, desde el punto de vista estadístico, la trayectoria nueva permitió insertar tornillos de una mayor longitud. Si analizamos la gráfica, vemos que esto es especialmente cierto en C5 donde todos los valores del rango se encuentran por encima de 1. En C3, C4 y C6 los valores del tercer cuartil siempre estuvieron por encima de uno, así como la mayor parte de los valores del primer cuartil (véase Figura 4-8).

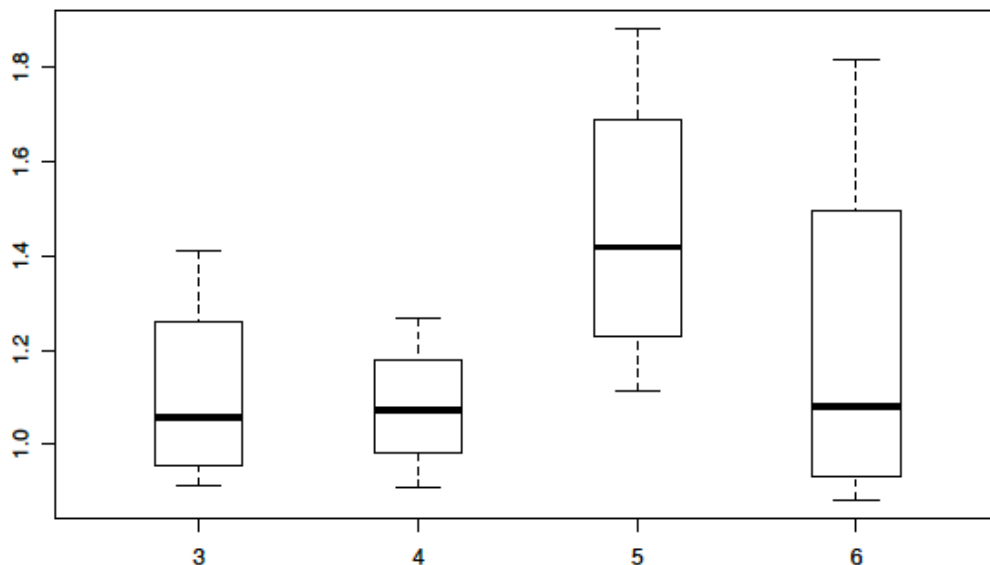


Figura 4-8 Boxplot de las ratios U/A frente a Magerl en la fase 2

Respecto a la trayectoria de An, se obtuvo una superioridad de la nueva trayectoria, con una media de ratios de 1,419, con un  $p$ -valor  $< 10^{-5}$  ( $2,1e-06$ ) y un intervalo de confianza unilateral del 95% con un límite inferior de 1,314. En este caso, en todas las vértebras, el rango completo de resultados se encontró por encima de 1, de modo que la solidez para afirmar que la nueva trayectoria permite tornillos más largos es aún mayor (véase Figura 4-9).

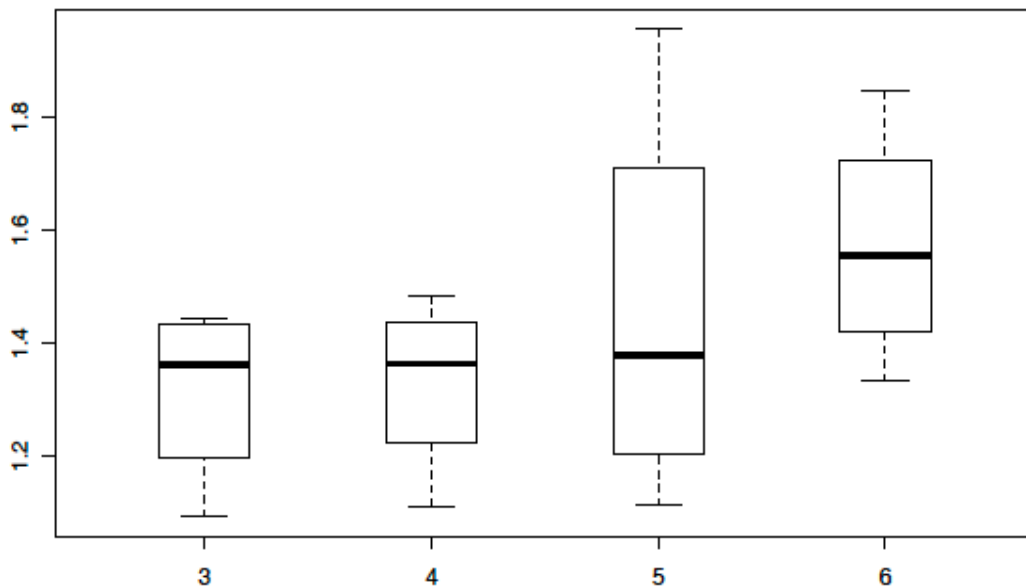


Figura 4-9 Boxplots de las ratios U/A frente a An en la fase 2

#### 4.2.2 Daño radicular y vascular

Se estableció la proporción de daños vasculares con las diferentes trayectorias, siendo 0,00 para la trayectoria nueva descrita en este trabajo y 0,0625 para la trayectoria de Magerl y An.

El test de comparación múltiple de proporciones fue no significativo ( $p$ -valor=0,35) aceptando la hipótesis nula de que las proporciones de daño en las distintas poblaciones son iguales. Posiblemente, este resultado venga condicionado por la mínima cantidad de eventos recogidos y sería necesario un tamaño muestral

mayor para permitir distinguir con mayor finura estadística entre las posibles alternativas. Por tanto, no se puede afirmar la superioridad de la nueva trayectoria en cuando a menor daño vascular.

Análogamente se establecieron las proporciones de daño radicular (en tanto por uno). Los resultados fueron 0,031 para la nueva trayectoria y 0,25 para la de Magerl y An.

El test de comparación múltiple resultó significativo con un  $p$ -valor de 0,0421 cerca del límite de significación. Sin embargo, realizando los test por pares se obtuvieron resultados de la Tabla 4-5, donde no se observan valores menores que 0,05 (no hay diferencias significativas entre proporciones dos a dos).

	1	2
2	0,099	
3	0,099	1,00

Tabla 4-5 Resultados de  $p$ -valores en la fase 2 del daño radicular

Este resultado aparentemente contradictorio proviene por un lado de los bajos niveles de daño que combinado con el tamaño muestral no permite suficiente solidez estadística a las herramientas para dilucidar entre una opción u otra. Sería necesario un tamaño muestral más amplio para poder asegurar con suficiente certeza estadística una hipótesis frente a la otra.

### 4.3 Estudio clínico

De los 20 pacientes a los que se realizó la instrumentación posterior, no se encontró ningún caso en el que se produjese una lesión de la arteria vertebral o de alguna raíz nerviosa. Sí se produjo durante la inserción de uno de los tornillos una fractura marginal de una masa lateral que no requirió ningún gesto ni procedimiento adicional. Por motivos de ética médica no se pudo realizar un estudio con tomografía axial de forma rutinaria en el seguimiento de estos pacientes ya que no hay una justificación clínica.

Sí que se realizó estudios de tomografía en aquellos pacientes donde se sospechaba una posible pseudoartrosis que no se confirmó en ningún caso.

El análisis de las tomografías y de los controles radiográficos no reveló ningún hallazgo compatible con un fracaso de la osteosíntesis por arrancamiento de tornillos ni ninguna penetración facetaria ni articular.





## 5 DISCUSIÓN

El tornillo de fijación ideal para su implantación en una masa lateral de cara a realizar una fijación posterior debe proporcionar una correcta estabilidad, debe tener un agarre y resistencia al arrancamiento correcto y debe tener una tasa de complicaciones mínima.

Por tanto, el tornillo debe implantarse siguiendo una trayectoria que maximice la longitud y favorezca el agarre bicortical sin que esto implique un aumento en el riesgo de lesión de estructuras nerviosas, como las raíces vertebrales, o de la arteria vertebral [19, 22, 44].

Varios autores han comparado las técnicas más frecuentemente utilizadas. Ebraheim et al. investigaron la longitud media para la implantación de tornillos en masas laterales dentro de un margen de seguridad, siguiendo las trayectorias de Roy-Camille y Magerl en 14 raquis cervicales subaxiales. Encontraron que la distancia media segura era de unos 14-15mm para la primera técnica y 15-16mm cuando se utilizaba la segunda técnica citada [41].

Hockel et al. realizaron un estudio retrospectivo en una cohorte de 55 pacientes (estudiando un total de 284 inserciones de tornillos en masas laterales) y encontraron que la longitud media utilizando la trayectoria de Magerl era de 16mm, consiguiendo un agarre bicortical en un 88% de las inserciones realizadas [79].

Stemper et al. estudiaron la longitud segura de inserción de tornillos en masas laterales utilizando la técnica de Roy-Camille y Magerl en 98 tomografías computerizadas y concluyeron que la distancia variaba entre 6,3mm y 16,7mm cuando se utilizaba la técnica de Roy-Camille, y entre 6,3mm y 20,4mm cuando se utilizaba la trayectoria original descrita por Magerl. Otros hallazgos de su trabajo fueron que la longitud dentro de un margen de seguridad era extremadamente variable, pero sin corresponder a alteraciones antropométricas. Es decir, individuos de mayor talla y peso, con huesos en el esqueleto axial de mayor tamaño, no necesariamente tenían masas

laterales de mayor tamaño que permitiesen la inserción de tornillos más largos con seguridad. Por todo ello, recomendaron con entusiasmo la utilización de técnicas de planificación preoperatoria y el uso de plantillas o mediciones para implantar los tornillos con la longitud adecuada sin dañar estructuras vasculonerviosas y consiguiendo un agarre máximo (con la mayor longitud posible y agarre bicortical) [30].

La dirección de implantación de un tornillo en una masa lateral sigue siendo un tema controvertido hoy en día. La lesión de la arteria vertebral y de la correspondiente raíz nerviosa es un problema mayor que condiciona el comportamiento de muchos cirujanos de raquis en el quirófano adoptando diferentes estrategias para evitarlo. Xu et al. compararon las técnicas de Magerl, Anderson y An en 6 cadáveres y analizaron las relaciones de los tornillos con las estructuras circundantes. En su estudio, concluyeron que el porcentaje de lesión nerviosa era de 95% utilizando la técnica de Magerl, 90% usando la de Anderson y 60% con la trayectoria descrita por An. Concluyeron que, cuando el tornillo se dirigía craneal y lateralmente hacia la esquina anterolateral de la porción superior del proceso articular superior, el riesgo era sistemáticamente menor. Lo cual es comprensible desde un punto de vista anatómico, aunque es más difícil establecer referencias para poder llevarlo a cabo durante una operación quirúrgica [40].

Ebraheim et al. concluyeron en un estudio realizado en 43 raquis cervicales que, si se toma el centro de la masa lateral como punto de inicio del brocado para la inserción, una dirección 10° lateral aumentaba la seguridad. No obstante, la inserción usando una técnica de manos libres, sin tomar otras referencias para la inserción, llevaba a múltiples errores, y la trayectoria final, distaba significativamente de lo esperado o deseado por el cirujano [53, 87].

Merola et al. trataron de establecer una angulación que diese lugar a una inserción segura de tornillo de masa lateral. Para ello, compararon las trayectorias de Roy-Camille, Magerl y Anderson, así como modificaciones a las mismas variándolas entre 0° y 30°, en 10 columnas cervicales humanas. Concluyeron que existía un mayor riesgo de daño neurovascular usando la trayectoria de Roy-Camille, especialmente en vértebras situadas por debajo de C3. También

concluyeron que mantener una dirección más lateral protegía frente a lesiones de la arteria vertebral y la raíz nerviosa [78].

En términos generales, la estabilización del raquis subaxial con barras solidarizadas a tornillos insertados en las masas laterales es segura ya que en la práctica clínica la comunicación de complicaciones es baja. Coe et al. realizaron una revisión sistemática del perfil o margen de seguridad, así como la efectividad de este tipo de fijaciones y encontraron que la tasa de fusiones era alta, manteniendo un nivel bajo aceptable de complicaciones. La lesión de raíces nerviosas ocurría según su estudio en un 1% de las cirugías. La tasa de fracaso de fijación de los tornillos, generalmente por arrancamiento y consecuente pérdida de agarre, ocurre en menos de un 1% de los pacientes [42].

Inoue et al. examinaron los factores de riesgo que condicionaban las complicaciones asociadas con la inserción de tornillos en masas laterales. En una cohorte de 49 pacientes (457 tornillos) encontraron que en un 2,8% de los mismos, la faceta articular había sido violada. El daño de la carilla articular se relaciona con una inserción utilizando una técnica pobre e inexacta especialmente en el plano sagital [80]. En un estudio posterior, Inoue y su grupo de investigación, realizaron un estudio retrospectivo en una cohorte de 117 pacientes y encontraron que la incidencia de fractura de una masa lateral era de un 4,7% durante la inserción de tornillos de fijación [81].

Katonis et al. estudiaron las complicaciones relacionadas con los tornillos implantados en masas laterales en una cohorte de 225 pacientes (1622 tornillos) y encontraron 27 casos de fractura provocada por la inserción. También encontraron 3 casos de irritación radicular (sin transección) y 3 casos de pérdida de agarre y arrancamiento en los tornillos insertados (con la consecuente pérdida de estabilidad del montaje posterior) [84].

Ra et al. estudiaron de forma retrospectiva una cohorte de 26 pacientes tratados con instrumentaciones posteriores con tornillos de masa lateral insertados con técnica de manos libres. Encontraron una tasa de 13,5% de penetración en el foramen transverso y un 6% de casos de penetración en la carilla articular superior o faceta [88].

El uso de referencias tridimensionales, basadas en ángulos, para establecer una correcta trayectoria durante la inserción de tornillos en

masas laterales de vértebras subaxiales puede conducir a errores. Si la anatomía está distorsionada por procesos patológicos como secuelas de fracturas, malformaciones congénitas o más frecuentemente por procesos degenerativos osteoartroticos, la posibilidad de error es aún mayor ya que no está descrita una modificación en las angulaciones para hacer frente a la variabilidad anatómica. Es por todo ello que la descripción e investigación de otras técnicas es interesante y necesaria.

Bayley et al. estudiaron la posibilidad de referenciar la trayectoria con respecto a la lámina ipsilateral. Utilizaron de forma teórica el plano determinado por la lámina basándose en estudios de tomografía computerizada, pero no continuaron el estudio y no hay publicaciones o comunicaciones de este grupo de investigación con respecto a esa posibilidad en su aplicación clínica [87].

Esta tesis doctoral describe una trayectoria basada en referencias espaciales anatómicas del campo quirúrgico y no utiliza la medición de ángulos durante el brocado de tornillos. De esta forma se evitan los errores correspondientes a la variabilidad anatómica interindividual y a las distorsiones morfológicas provocadas por diferentes entidades patológicas congénitas, traumáticas, inflamatorias y sus secuelas [89].

En la primera parte de este trabajo, donde se realizó la descripción y estudio en vértebras secas, la longitud media máxima teórica utilizando las técnicas de Magerl, Anderson y An fue similar a la publicada por los autores que describen su técnica y similar a la publicada en otros estudios comparativos. Con la nueva trayectoria descrita, usando referencias espaciales, la longitud media fue de 17,03mm, mayor que las obtenidas con otras técnicas, alcanzando una diferencia significativa. Esto permite un mayor agarre del tornillo en su interfaz con el hueso de la masa lateral y una mayor resistencia al arrancamiento o fracaso de la instrumentación posterior. No obstante, hay que tener en cuenta que resulta peligroso realizar valoraciones globales de la longitud de los tornillos debido a la variabilidad interindividual (estas cifras deben tomarse como parte del estudio, pero no como valores consistentes de cara a la implantación de tornillos en masas laterales). Se demostró que la tasa de complicaciones potenciales era también menor dada la dirección superior y lateral, buscando la esquina superolateral de la faceta articular superior (zona segura) [76].

Hay que tener en cuenta que, durante esta fase del estudio, se evaluó la potencialidad de lesión que no necesariamente se corresponde en la clínica con una lesión real por múltiples factores. Entre éstos, hay que destacar que la perforación bicortical en una zona de riesgo no necesariamente implica una lesión de una raíz nerviosa ya que ésta puede estar separada del hueso o localizarse más medial o lateral. También influye en la potencialidad de lesión la longitud de broca que emerge por el orificio ventral de perforación durante una inserción bicortical.

La naturaleza del primer estudio, basada en vértebras secas sin la presencia de otros elementos anatómicos, constituía una limitación importante. También el hecho de utilizar un instrumental quirúrgico no específico de cirugía de raquis, y una broca y una aguja de Kirschner en lugar de una broca y tornillos reales utilizados en una instrumentación real era otra limitación a tener en cuenta. Por ello se había planificado una segunda fase de estudio utilizando una instrumentación que hubiese estado en el mercado y que hubiese sido utilizada en el tratamiento de pacientes en la práctica clínica real.

En la segunda fase del estudio se realizó la implantación en cadáveres formolizados, con un instrumental que, si bien estaba descatalogado en el momento de la realización del experimento, estuvo comercializado previamente para el tratamiento de patología cervical que requiriese una instrumentación posterior. En este segundo caso disponíamos de un set de 8 tornillos, lo cual se juzgó suficiente para la realización del estudio, asumiendo como limitación que en las mediciones debería tenerse en cuenta la longitud teórica de inserción (de córtex a córtex) ya que no existía la posibilidad de realizar una medición y seleccionar una talla concreta de tornillo. Se prefirió esta situación a insertar tornillos de uso no médico para evitar sesgos en relación con el tamaño o material instrumental y especialmente por la presencia de un cabezal para acople de barras, que acercaba más la situación del experimento a una situación quirúrgica real (debido al espacio ocupante y a la interferencia con el cálculo de ángulos que puede causar, cuando se probaban las trayectorias clásicas). Hubiese sido ideal realizar una inserción con cada trayectoria en cada masa lateral, similar a lo que se realizó en la primera etapa de este trabajo,

pero esto no es posible ya que, una vez realizado un brocado e inserción, éste puede condicionar un segundo brocado y una segunda inserción (y más aún una tercera). Además, sería necesario realizar un estudio con tomografía computerizada tras cada inserción, aumentando el tiempo de estudio y de uso abusivo de instalaciones hospitalarias.

Los resultados de la segunda fase del estudio permitieron confirmar que la longitud de inserción es superior, de acuerdo con los cálculos estadísticos, usando la nueva trayectoria en comparación con las clásicas. El bajo número de eventos iatrogénicos hizo imposible demostrar estadísticamente la mayor seguridad de la nueva técnica, pero esto es debido al bajo número de datos obtenidos en la serie de modo que si se hubiese continuado el estudio (cosa imposible debido a la escasez de especímenes en la Facultad de Medicina de la Universidad de Santiago de Compostela) probablemente se hubiese confirmado.

A la vista de los resultados favorables, avalados por la publicación de un primer artículo en la revista *European Spine Journal* [89], se decidió aplicar esta trayectoria en situaciones reales. Se intervino quirúrgicamente a 20 pacientes no observándose ningún evento iatrogénico o complicación. Tampoco se observó ningún caso de pseudoartrosis o no unión ni fenómenos de arrancamiento de los tornillos. Las limitaciones en esta última fase del estudio no emergen de la aplicación de la técnica ya que la nueva trayectoria pudo trazarse sin problemas, sino de la imposibilidad para realizar un estudio de las longitudes de los tornillos y de la frecuencia real de complicaciones. Una lesión aislada de la arteria vertebral (compresión) puede no dar clínica y pasar desapercibida (un hematoma probablemente se detecte) por lo que salvo en pacientes con una oclusión contralateral no podría detectarse. Una lesión de una raíz podría también no detectarse ya que los ramus posteriores inervan musculatura en la espalda y podría ser que un paciente ya tuviese una paresia derivada de su patología de base o que ésta fuese indetectable por situaciones de sarcopenia o porque el nervio torácico largo recibe aporte de las raíces C5, C6 y C7. Una lesión radicular en C5 podría llegar a diagnosticarse al provocar una escápula alada, siempre y cuando el paciente no la presentase con anterioridad. Los ramos posteriores de C3 y C4 inervan la musculatura paraespinal, pero una lesión podría ser compensada por el resto de los músculos y

por los contralaterales. Estas aseveraciones son ciertas para todas las trayectorias, clásicas y la nueva. En los pacientes estudiados no se halló ninguna de estas complicaciones.





## 6 CONCLUSIONS

Lateral mass screw insertion in subaxial cervical spine vertebrae is a technique which has classically demonstrated to be safe and effective. Nevertheless, the entire repertoire of methods is based on insertion angle measurements and specific entry points that also require millimetric measures to be correctly located.

In a scenario of anatomic distortion, typically found in spine degenerative conditions, tumours, fractures, and congenital abnormalities, precise angle measurement and accurate identification of entry points are utterly tricky, or even impossible, if one follows the classical authors' descriptions.

The use of this new technique described in this PhD thesis avoids the need for angle measurement or millimetric distances to identify entry points due to the fact that it is based on surgical site tridimensional references.

In this PhD thesis, an experimental demonstration, in conditions similar to real-life surgery situations, has been performed. And it has also been demonstrated that it allows for longer screws, which is especially relevant concerning an increase of stability and an improved pull-out resistance.

The new technique hereby described is also safer and reproducible in clinical practice, as a series of twenty patients, where no iatrogenic complication related to the insertion technique has been found, supports it.



## CONCLUSIONES

La implantación de tornillos en masas laterales de vértebras subaxiales es una técnica que clásicamente ha demostrado ser segura y efectiva. No obstante, todas las técnicas clásicas se basan en la medida de ángulos y puntos de entrada específicos (que precisan de mediciones en milímetros para ser localizados).

En un escenario de distorsión anatómica, típico en patología degenerativa de columna, tumores, fracturas y malformaciones congénitas, establecer dichos ángulos y puntos de entrada con la exactitud descrita de las técnicas clásicas por los autores es muy difícil sino imposible.

El uso de la nueva técnica descrita en este trabajo evita la necesidad de establecer ángulos o medir milímetros de distancia al establecer referencias locales tridimensionales.

En este trabajo se demuestra que la nueva técnica permite, en situaciones experimentales próximas a un escenario quirúrgico real, la introducción de tornillos de mayor longitud. Esto es de especial relevancia para aumentar la resistencia al arrancamiento y para aumentar la estabilidad de la instrumentación posterior.

La nueva técnica también se demuestra que es más segura en una situación experimental con un menor número de eventos indeseados, como la lesión de la arteria vertebral y del ramus posterior de la raíz espinal.

La nueva técnica también ha demostrado ser segura y reproducible en la práctica clínica, con una serie de veinte pacientes en los que no se ha encontrado ninguna complicación iatrogénica en relación con la nueva técnica de inserción.



## 7 BIBLIOGRAFÍA

[1] J. Breasted, The Edwin Smith Surgical Papyrus, 1st Edition, The University of Chicago Press, 1930.

URL <https://oi.uchicago.edu/research/publications/oip/edwin-smith-surgical-papyrus-volume-1-hieroglyphic-transliteration>

[2] S. M. Knoeller, C. Seifried, History of spinal surgery, Spine 25 (2000) 2838–2843. doi:10.1097/00007632-200011010-00020.

[3] C. Bell, Observations on injuries of the spine and of the thigh bone: in two lectures, delivered in the School of Great Windmill Street. The first in vindication of the author's opinions against the remarks of Sir Astley Cooper, Bart. The second on the late Mr. John Bell's title to certain doctrines, now advanced by the same gentleman, Thomas Tegg Publishing, 1824.

[4] H. Vukovich, Die Behandlung der Verrenkungsbrüche im Bereiche der Brust-Lendenwirbelsäulengrenze mit Verhakung der Gelenkfortsätze, Archiv für Orthopädische und Unfall-Chirurgie 47 (1955) 188–210. doi:10.1007/BF00416199.

[5] J. Lister, On the antiseptic principle in the practice of surgery, British Medical Journal 2 (1867) 246–248. doi:10.1136/bmj.2.351.246.

[6] J. Lister, On a new method of treating compound fracture, abscess, etc. with observations on the conditions of suppuration, The Lancet 89 (1867) 326–329. doi:10.1016/S0140-6736(02)51192-2.

[7] J. Lister, An address on the antiseptic system of treatment in surgery, British Medical Journal 2 (1868) 53–56. doi:10.1136/bmj.2.394.53.

[8] J. Lister, Remarks on the antiseptic system of treatment in surgery, *British Medical Journal* 1 (1869) 301–304. doi:10.1136/bmj.1.431.301.

[9] J. Samuelli, La découverte des rayons X par Roentgen. “Sur une nouvelle sorte de rayons” (trad. de «Über eine neue Art von Strahlen»), *Comptes-rendus des réunions de la Société physico-médicale de Würzburg*, 28 décembre 1895, Bibnum en ligne (2009).

[10] R. B. Cloward, The anterior approach for removal of ruptured cervical disks, *Journal of Neurosurgery* 15 (1958) 602–617. doi:10.3171/jns.1958.15.6.0602.

[11] R. Roy-Camille, G. Saillant, Surgery of the cervical spine. 1. True dislocations of the articular processes., *La Nouvelle presse medicale* 1 (1972) 2330–2.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5085900>

[12] R. Roy-Camille, G. Saillant, Surgery of the cervical spine. 2. Dislocation. Fracture of the articular processes, *La Nouvelle Presse Medicale* 1 (1972) 2484–5.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/5084538>

[13] R. Roy-Camille, G. Saillant, Surgery of the cervical spine. 3. Complex fractures of the lower cervical spine. Tetraplegia, *La Nouvelle Presse Medicale* 1 (1972) 2707–9.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4565317>

[14] R. Roy-Camille, G. Saillant, Surgery of the cervical spine. 4. Osteosynthesis of the upper cervical spine, *La Nouvelle Presse Medicale* 1 (1972) 2847–9.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/4576960>

[15] P. R. Harrington, The history and development of Harrington instrumentation. by Paul R. Harrington, 1973, *Clinical Orthopaedics and Related Research* 227 (1988) 3–5.

- [16] M. Gupta, K. Bridwell, Bridwell and DeWald's Textbook of spinal surgery, 4th Edition, Wolters Kluwer, 2020.
- [17] W. Taha, Screws, In: AO Principles of Fracture Management, Buckley, Moran and Apivatthakakul (eds), 3rd Edition, Vol. 1, Thieme, 2018, Ch. 3, pp. 173–184.
- [18] P. Tornetta, W. M. Ricci, M. M. McQueen, C. M. Court-Brown, Rockwood and Green's Fractures in Adults, International Edition, 2 Volume, Wolters Kluwer Law & Business, 2019.  
URL <https://books.google.co.uk/books?id=03qZvgEACAAJ>
- [19] J. Chapman, R. M. Harrington, K. Lee, P. Anderson, A. Tencer, D. Kowalski, Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws, Journal of Biomechanical Engineering 118 (1996) 391–8.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8872262>
- [20] S. M. Perren, Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation, Clinical Orthopaedics and Related Research 138 (1979) 175–96.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/376198>
- [21] S. M. Perren, Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology, The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume 84 (2002) 1093–110. doi:10.1115/1.4026364.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12463652>
- [22] S. M. Perren, J. Cordey, F. Baumgart, B. Rahn, J. Schatzker, Technical and Biomechanical Aspects of Screws used for Bone Surgery, Int J Orthop Trauma 2 (1992) 31–48.
- [23] C. A. Rockwood, R. W. Bucholz, D. P. Green, C. M. Court-Brown, J. D. Heckman, P. Tornetta, Rockwood and Green's Fractures in Adults, Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

URL <https://books.google.co.uk/books?id=UOpkN2i5Y6sC>

[24] L. Testut, A. Latarjet, Tratado de anatomía humana, 9 ed., 4 tomos, Salvat Barcelona, 1988.

[25] A. Sánchez Gómez, Anatomía clínica de los pedículos vertebrales en la región cervical en la población mexicana, Tesis Doctoral, Universidad Complutense de Madrid, 2014.

[26] E. E. Swartz, R. T. Floyd, M. Cendoma, Cervical spine functional anatomy and the biomechanics of injury due to compressive loading, *Journal of Athletic Training* 40 (2005) 155–161.

URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16284634/>

[27] N. A. Ebraheim, Posterior Lateral Mass Screw Fixation: Anatomic and Radiographic Considerations, *The University of Pennsylvania Orthopaedic Journal* 12 (1999) 66–72.

URL [http://upoj.org/wp-content/uploads/v12/v12\\_14.pdf](http://upoj.org/wp-content/uploads/v12/v12_14.pdf)

[28] G. Prabavathy, X. C. Philip, G. Arthi, T. Sadeesh, Morphometric study of cervical vertebrae C3-C7 in South Indian population –A clinico-anatomical approach, *Italian Journal of Anatomy and Embryology* 122 (2017) 49–57. doi:10.13128/IJAE-20926.

URL <https://core.ac.uk/download/pdf/228551806.pdf>

[29] G. Kayalioglu, M. Erturk, T. Varol, E. Cezayirli, Morphometry of the cervical vertebral pedicles as a guide for transpedicular screw fixation, *Neurol Med Chir (Tokyo)* 47 (2007) 102–108. doi:10.2176/nmc.47.102.

URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17384491/>

[30] B. D. Stemper, S. V. Marawar, N. Yoganandan, B. S. Shender, R. D. Rao, Quantitative anatomy of subaxial cervical lateral mass: an analysis of safe screw lengths for Roy-Camille and Magerl techniques, *Spine* 33 (2008) 893–897. doi:10.1097/BRS.0b013e31816b4666.

URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18404109/>

- [31] K. G. Abdullah, M. P. Steinmetz, T. E. Mroz, Morphometric and volumetric analysis of the lateral masses of the lower cervical spine, *Spine* 34 (2009) 1476–1479. doi:10.1097/BRS.0b013e3181a8f649.  
URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/19525839/>
- [32] E. Mohamed, Z. Ihab, A. Moaz, N. Ayman, A.-E. Haitham, Lateral mass fixation in subaxial cervical spine: anatomic review, *Global Spine J.* 2 (2012) 39–46. doi:10.1055/s-0032-1307261.  
URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24353945/>
- [33] F. Miyanji, A. Mahar, R. Oka, P. Newton, Biomechanical differences between transfacet and lateral mass screw-rod constructs for multilevel posterior cervical spine stabilization, *Spine* 33 (2008) E865–E869. doi:10.1097/BRS.0b013e318184ace8.  
URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18978579/>
- [34] M. Sureisen, L. B. Saw, C. Y. W. Chan, D. A. Singh, M.-K. Kwan, Radiological assessment of cervical lateral mass screw angulations in Asian patients, *Indian J Orthop.* 45 (2011) 504–507. doi:10.4103/0019-5413.87118.  
URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22144742/>
- [35] J. E. Cotes, J. M. Dabbs, P. C. Elwood, A. M. Hall, A. McDonald, M. J. Saunders, The response to submaximal exercise in adult females; relation to haemoglobin concentration, *J Physiol.* 203 (1969) 79P–80P.  
URL <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5821926/>
- [36] H. Herkowitz, M. Luszczuk, Cervical Spondylotic Myelopathy: Surgical Management, In: Rothman and Simeone *The Spine*, 6th Edition, Elsevier Saunders, 2011, Ch. 41, pp. 762–790.
- [37] T. Crowder, J. Fischgrund, Cervical radiculopathy: Anterior Surgical Approach, In: Rothman and Simeone *The Spine*, 6th Edition, Elsevier Saunders, 2011, Ch. 40, pp. 739–761.

[38] S. Jurek, R. Rao, Cervical Spondylosis: Pathophysiology, Natural History, and Clinical Syndromes of Neck Pain, Radiculopathy, and Myelopathy, In: Rothman and Simeone The Spine, 6th Edition, Elsevier Saunders, 2011, Ch. 36, pp. 684–686.

[39] P. Anderson, A. Vaccaro, Injuries of the Lower Cervical Spine, In: Rothman and Simeone The Spine, 6th Edition, Elsevier Saunders, 2011, Ch. 77, pp. 1333–1362.

[40] R. Xu, S. P. Haman, N. A. Ebraheim, R. A. Yeasting, The anatomic relation of lateral mass screws to the spinal nerves. A comparison of the Magerl, Anderson, and An techniques, Spine 24 (1999) 2057–2061. doi:10.1097/00007632-199910010-00016.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10528384>

[41] N. A. Ebraheim, T. Klausner, R. Xu, R. A. Yeasting, Safe lateral-mass screw lengths in the Roy-Camille and Magerl techniques. An anatomic study, Spine 23 (1998) 1739–42.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9728374>

[42] J. D. Coe, A. R. Vaccaro, A. T. Dailey, R. C. Sasso, S. C. Ludwig, J. S. Harrop, J. R. Dettori, C. I. Shaffrey, S. E. Emery, M. G. Fehlings, Lateral mass screw fixation in the cervical spine, Journal of Neurosurgery Spine 20 (2014) 592–596; author reply 596. doi:10.3171/2013.11.SPINE13850.

[43] M. F. Kurd, P. W. Millhouse, G. D. Schroeder, C. K. Kepler, A. R. Vaccaro, Lateral Mass Fixation in the Subaxial Cervical Spine, Journal of Spinal Disorders and Techniques 28 (2015) 259–263. doi:10.1097/BSD.0000000000000302.

URL

<http://content.wkhealth.com/linkback/openurl?sid=WKPTLP:landingpage&an=00024720-201508000-00007>

[44] J. W. Baek, D. M. Park, D. H. Kim, Comparative analysis of three different cervical lateral mass screw fixation techniques by

complications and bicortical purchase: Cadaveric study, *Journal of Korean Neurosurgical Society* 48 (2010) 193–198.  
doi:10.3340/jkns.2010.48.3.193.

[45] B. M. Harris, A. S. Hilibrand, Y. H. Nien, R. Nachwalter, A. R. Vaccaro, T. J. Albert, S. Siegler, A comparison of three screw types for unicortical fixation in the lateral mass of the cervical spine, *Spine* 26 (2001) 2427–31. doi:10.1097/00007632-200111150-00006.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11707704>

[46] R. Roy-Camille, G. Saillant, C. Laville, J. P. Benazet, Treatment of lower cervical spinal injuries—C3 to C7, *Spine* 17 (1992) S442–6.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1440041>

[47] B. Jeanneret, J. S. Gebhard, F. Magerl, Transpedicular screw fixation of articular mass fracture-separation: results of an anatomical study and operative technique, *Journal of Spinal Disorders* 7 (1994) 222–9.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7919645>

[48] B. Jeanneret, F. Magerl, E. H. Ward, J. C. Ward, Posterior stabilization of the cervical spine with hook plates, *Spine* 16 (1991) S56–63.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2028342>

[49] P. A. Anderson, M. B. Henley, M. S. Grady, P. X. Montesano, H. R. Winn, Posterior cervical arthrodesis with AO reconstruction plates and bone graft, *Spine* 16 (1991) S72–9.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2028344>

[50] H. An, R. Gordin, K. Renner, Anatomic considerations for plate-screw fixation of the cervical spine, *Spine* 16 (1991) S548–51.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1801270>

[51] G. Perrin, Quantitative Anatomic Evaluation of Cervical Lateral Mass Fixation with a Comparison of the Roy-Camille and the Magerl Screw Techniques, *Spine* 30 (2005) 140–147.

[52] C. Barrey, P. Mertens, C. Rumelhart, F. Cotton, J. Jund, G. Perrin, Biomechanical evaluation of cervical lateral mass fixation: a comparison of the Roy-Camille and Magerl screw techniques, *Journal of Neurosurgery* 100 (2004) 268–276.

doi:10.3171/spi.2004.100.3.0268.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15029915>

[53] J. G. Heller, G. D. Carlson, J. J. Abitbol, S. R. Garfin, Anatomic comparison of the Roy-Camille and Magerl techniques for screw placement in the lower cervical spine, *Spine* 16 (1991) S552–7.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1801271>

[54] A. F. Joaquim, M. L. Mudo, L. A. Tan, K. D. Riew, Posterior Subaxial Cervical Spine Screw Fixation: A Review of Techniques, *Global Spine Journal* 8 (2018) 751–760.

doi:10.1177/2192568218759940.

[55] C. Ulrich, O. Wörsdörfer, L. Claes, F. Magerl, Comparative study of the stability of anterior and posterior cervical spine fixation procedures, *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery* 106 (1987) 226–31.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3619604>

[56] F. Magerl, D. Grob, P. Seemann, Stable Dorsal Fusion of the Cervical Spine (C2-Th1) Using Hook Plates, In: *Cervical Spine I*, Kehr P., Weidner A. (eds), Springer, Vienna, 1987, Ch. 3, pp. 684–686. doi:10.1007/978-3-7091-8882-8\_38.

[57] F. Magerl, P. Seemann, Stable Posterior Fusion of the Atlas and Axis by Transarticular Screw Fixation, In: *Cervical Spine I*, Kehr P., Weidner A. (eds), Springer Vienna, 1987, Ch. 4, pp. 322–327. doi:10.1007/978-3-7091-8882-8\_59.

- [58] B. J. Dunlap, E. E. Karaikovic, H. S. Park, M. J. Sokolowski, L. Q. Zhang, Load sharing properties of cervical pedicle screw-rod constructs versus lateral mass screw-rod constructs, *European Spine Journal* 19 (2010) 803–808. doi:10.1007/s00586-010-1278-0.
- [59] M. Reinhold, F. Magerl, M. Rieger, M. Blauth, Cervical pedicle screw placement: Feasibility and accuracy of two new insertion techniques based on morphometric data, *European Spine Journal* 16 (2007) 47–56. doi:10.1007/s00586-006-0104-1.
- [60] M. Reinhold, C. Bach, L. Audigé, R. Bale, R. Attal, M. Blauth, F. Magerl, Comparison of two novel fluoroscopy-based stereotactic methods for cervical pedicle screw placement and review of the literature, *European Spine Journal* 17 (2008) 564–575. doi:10.1007/s00586-008-0584-2.
- [61] M. Takayasu, M. Hara, K. Yamauchi, M. Yoshida, J. Yoshida, Transarticular screw fixation in the middle and lower cervical spine. Technical note, *Journal of Neurosurgery* 99 (2003) 132–136. doi:10.3171/spi.2003.99.1.0132.
- [62] R. A. DalCanto, I. Lieberman, S. Inceoglu, M. Kayanja, L. Ferrara, Biomechanical Comparison of Transarticular Facet Screws to Lateral Mass Plates in Two-Level Instrumentations of the Cervical Spine, *Spine* 30 (2005) 897–902. doi:10.1097/01.brs.0000158937.64577.25.
- [63] J. W. Klekamp, J. L. Ugbo, J. G. Heller, W. C. Hutton, Cervical Transfacet Versus Lateral Mass Screws: A Biomechanical Comparison, *Journal of Spinal Disorders* 13 (2000) 515–518. doi:10.1097/00002517-200012000-00009.
- [64] H. Yoshihara, P. G. Passias, T. J. Errico, Screw-related complications in the subaxial cervical spine with the use of lateral mass versus cervical pedicle screws: a systematic review, *Journal of Neurosurgery: Spine* 19 (2013) 614–623. doi:10.3171/2013.8.SPINE13136.

[65] S. Standring, *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*, 40th Edition, Elsevier, 2008.

[66] A. Campero, P. A. Rubino, A. L. Rhoton, *Anatomy of the vertebral artery*, In: *Pathology and surgery around the vertebral artery*, Springer Paris, 2011, Ch. 4, pp. 29–40. doi:10.1007/978-2-287-89787-0\_4.

[67] R. S. Tubbs, E. G. Salter, J. C. Wellons, J. P. Blount, W. J. Oakes, *The Triangle of the Vertebral Artery*, *Operative Neurosurgery* 56 (2005) ONS–252–ONS–255. doi:10.1227/01.NEU.0000156797.07395.15.

[68] S.-M. Yuan, *Aberrant Origin of Vertebral Artery and Its Clinical Implications*, *Brazilian Journal of Cardiovascular Surgery* 31 (2015) 52–59. doi:10.5935/1678-9741.20150071.

[69] L. G. Jenis, W. J. Leclair, *Late Vascular Complication with Anterior Cervical Discectomy and Fusion*, *Spine* 19 (1994) 1291–1293. doi:10.1097/00007632-199405310-00019.

[70] M. Smith, S. Emery, A. Dudley, K. Murray, M. Leventhal, *Vertebral artery injury during anterior decompression of the cervical spine. A retrospective review of ten patients*, *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume* 75 (1993) 410–5. doi:10.1302/0301-620X.75B3.8496209.

[71] N. A. Ebraheim, R. Xu, R. A. Yeasting, *The location of the vertebral artery foramen and its relation to posterior lateral mass screw fixation*, *Spine* 21 (1996) 1291–5. URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8725918>

[72] A. Vaccaro, D. Ring, G. Scuderi, S. Garfin, *Vertebral artery location in relation to the vertebral body as determined by two-dimensional computed tomography evaluation*, *Spine* 19 (1994) 2637–41.

- [73] M. Nishinome, H. Iizuka, Y. Iizuka, K. Takagishi, Anatomy of subaxial cervical foramina: The safety zone for lateral mass screwing, *European Spine Journal* 21 (2012) 309–13. doi:10.1007/s00586-011-1984-2.
- [74] N. A. Ebraheim, M. R. Tremains, R. Xu, R. A. Yeasting, Lateral radiologic evaluation of lateral mass screw placement in the cervical spine, *Spine* 23 (1998) 458–62.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9516701>
- [75] E. Tessitore, Y. El-Hassani, K. Schaller, How I do it: cervical lateral mass screw fixation, *Acta Neurochirurgica* 153 (2011) 1695–1699. doi:10.1007/s00701-011-1068-4.
- [76] T. G. Pait, P. V. McAllister, H. H. Kaufman, Quadrant anatomy of the articular pillars (lateral cervical mass) of the cervical spine, *Journal of Neurosurgery* 82 (1995) 1011–1014.  
doi:10.3171/jns.1995.82.6.1011.
- [77] R. Xu, N. A. Ebraheim, T. Klausner, R. A. Yeasting, Modified Magerl technique of lateral mass screw placement in the lower cervical spine: an anatomic study, *Journal of Spinal Disorders* 11 (1998) 237–40.  
URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9657550>
- [78] A. A. Merola, B. A. Castro, P. R. Alongi, S. Mathur, M. Brkaric, F. Vigna, J. P. Riina, J. Gorup, T. R. Hafer, Anatomic considerations for standard and modified techniques of cervical lateral mass screw placement, *Spine Journal* 2 (2002) 430–435. doi:10.1016/S1529-9430(02)00461-8.
- [79] K. Hockel, G. Maier, J. Rathgeb, M. Merkle, F. Roser, Morphometric subaxial lateral mass evaluation allows for preoperative optimal screw trajectory planning, *European Spine Journal* 23 (2014) 1705–1711. doi:10.1007/s00586-014-3350-7.

[80] S. Inoue, T. Moriyama, T. Tachibana, F. Okada, K. Maruo, Y. Horinouchi, S. Yoshiya, Cervical lateral mass screw fixation without fluoroscopic control: analysis of risk factors for complications associated with screw insertion, *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery* 132 (2012) 947–53. doi:10.1007/s00402-012-1507-6.

URL

<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3376780&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>

[81] S. Inoue, T. Moriyama, T. Tachibana, F. Okada, K. Maruo, Y. Horinouchi, S. Yoshiya, Risk factors for intraoperative lateral mass fracture of lateral mass screw fixation in the subaxial cervical spine, *Journal of Neurosurgery Spine* 20 (2014) 11–17. doi:10.3171/2013.9.SPINE121055.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24180312>

[82] H.-S. Kim, K.-S. Suk, S.-H. Moon, H.-M. Lee, K. C. Kang, J.-S. Kim, Safety Evaluation of Freehand Lateral Mass Screw, *Spine* 40 (2014) 2–5. doi:10.1097/BRS.0000000000000667.

[83] R. A. Hostin, C. Wu, J. H. Perra, D. W. Polly, B. Akesen, J. M. Wroblewski, A biomechanical evaluation of three revision screw strategies for failed lateral mass fixation, *Spine* 33 (2008) 2415–21. doi:10.1097/BRS.0b013e31818916e3.

URL <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18923316>

[84] P. Katonis, S. A. Papadakis, S. Galanakos, D. Paskou, A. Bano, G. Sapkas, A. G. Hadjipavlou, Lateral Mass Screw Complications: Analysis of 1662 Screws, *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 24 (2011) 415–420. doi:10.1097/BSD.0b013e3182024c06.

[85] R Core Team, R: A language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria (2020).

URL <https://www.r-project.org/>

[86] Horosproject team, Horos open source software (FOSS), Nimble Co LLC Purview in Annapolis, MD USA (2020).

URL <https://www.horosproject.org/>

[87] E. Bayley, Z. Zia, R. Kerslake, Z. Klezl, B. M. Boszczyk, Lamina-guided lateral mass screw placement in the sub-axial cervical spine, *European Spine Journal* 19 (2010) 660–664. doi:10.1007/s00586-009-1228-x.

[88] I. H. Ra, W. K. Min, Radiographic and clinical assessment of a freehand lateral mass screw fixation technique: Is it always safe in subaxial cervical spine?, *Spine Journal* 14 (2014) 2224–2230. doi:10.1016/j.spinee.2014.03.046.

URL <http://dx.doi.org/10.1016/j.spinee.2014.03.046>

[89] S. Amhaz-Escanlar, A. Jorge-Mora, T. Jorge-Mora, M. Febrero-Bande, M. A. Diez-Ulloa, Proposal for a new trajectory for subaxial cervical lateral mass screws, *European Spine Journal* 27 (2018) 2738–2744. doi:10.1007/s00586-018-5670-5.

URL <https://doi.org/10.1007/s00586-018-5670-5>



## 8 ANEXOS







# Proposal for a new trajectory for subaxial cervical lateral mass screws

Samer Amhaz-Escanlar<sup>1</sup> · Alberto Jorge-Mora<sup>1</sup> · Teresa Jorge-Mora<sup>2</sup> · Manuel Febrero-Bande<sup>3</sup> · Maximo-Alberto Diez-Ulloa<sup>1</sup>

Received: 19 June 2017 / Revised: 27 May 2018 / Accepted: 14 June 2018  
© Springer-Verlag GmbH Germany, part of Springer Nature 2018

## Abstract

**Purpose** Lateral mass screws combined with rods are the standard method for posterior cervical spine subaxial fixation. Several techniques have been described, among which the most used are Roy Camille, Magerl, Anderson and An. All of them are based on tridimensional angles. Reliability of freehand angle estimation remains poorly investigated. We propose a new technique based on on-site spatial references and compare it with previously described ones assessing screw length and neurovascular potential complications.

**Methods** Four different lateral mass screw insertion techniques (Magerl, Anderson, An and the new described technique) were performed bilaterally, from C3 to C6, in ten human spine specimens. A drill tip guide wire was inserted as originally described for each trajectory, and screw length was measured. Exit point was examined, and potential vertebral artery or nerve root injury was assessed.

**Results** Mean screw length was 14.05 mm using Magerl's technique, 13.47 mm using Anderson's, 12.8 mm using An's and 17.03 mm using the new technique. Data analysis showed significantly longer lateral mass screw length using the new technique ( $p$  value  $<0.00001$ ). Nerve potential injury occurred 37 times using Magerl's technique, 28 using Anderson's, 13 using An's and twice using the new technique. Vertebral artery potential injury occurred once using Magerl's technique, 8 times using Anderson's and none using either An's or the new proposed technique. The risk of neurovascular complication was significantly lower using the new technique ( $p$  value  $<0.01$ ).

**Conclusion** The new proposed technique allows for longer screws, maximizing purchase and stability, while lowering the complication rate.

## Graphical abstract

The graphical abstract is divided into three main sections, each with a 'Spine Journal' logo at the top left. The first section, titled 'Key points', lists five items: 1. Lateral mass screw artery, 2. Length, 3. Root, 4. Artery, and 5. Complication. The second section contains two images: a 3D wireframe diagram of a vertebra with a red line indicating a trajectory, and a photograph of a vertebral body with a red dashed line showing a trajectory. The third section, titled 'Take Home Messages', contains a paragraph: 'The new proposed technique allows for longer screws, maximizing purchase and stability, whilst lowering the complication rate. It avoids freehand technique errors, eliminating the need for angle estimation and possibly distorted anatomical landmarks, by using on site spatial references instead'. Each section has a 'Springer' logo at the bottom center.

**Keywords** Lateral mass screw · Length · Root · Artery · Complication

**Electronic supplementary material** The online version of this article (<https://doi.org/10.1007/s00586-018-5670-5>) contains supplementary material, which is available to authorized users.

Extended author information available on the last page of the article

## Introduction

Subaxial cervical spine posterior stabilization is frequently required for managing disorders such as trauma, deformity, inflammatory disease, infection, severe osteoarthritis or

neoplasia, whether alone or in combination with anterior procedures. Several fixation methods have been described, including wiring, plating and the use of bars with hooks or screws [1–3]. The use of lateral mass screws is probably the standard method of fixation for posterior cervical spine stabilization [3–6]. Lateral mass screw fixation was first described by Roy Camille in 1972 [7, 8]; since then, several techniques have been described, mainly by Magerl [9], Anderson [10] and An [11]. These techniques can be divided into those where screw trajectories are perpendicular to the posterior bone cortex, aiming below the nerve root (Roy Camille) and those where the screw follows an oblique direction from medial to lateral and caudal to cephalad, aiming above it (Magerl, Anderson, An) [12]. Vertebral artery or root injury during screw insertion is a rare complication (1%) but remains a major concern as it can be potentially devastating, specially the latter as the posterior ramus lies directly in front of the lateral mass [2, 3, 12–15]. Several studies compared these techniques and concluded that screws inserted with techniques using a perpendicular trajectory were shorter than those inserted in an oblique direction and that the risk of joint violation decreased with cephalad angulation [14, 16, 17].

Screw length is a main purchase, stability and pull-out resistance [18, 19] variable, so the ideal trajectory should allow maximal length while keeping the insertion as safe as possible to avoid vertebral artery or dorsal ramus injury.

Bicortical purchase is another stability factor although it increases the risk of complications and some surgeons advocate unicortical application instead [6, 12, 16].

All the previous techniques require a tridimensional orientation, sometimes difficult to assess intraoperatively and can lead to an incorrect trajectory with the inherent risk of neurovascular damage. Reliability of freehand angle estimation remains poorly investigated [15, 20]. Besides, landmarks, or even the lateral mass itself, are usually distorted making it difficult to find the correct entry point described in previous trajectories (1 or 2 mm from the “midpoint”), especially when using 2-mm drill bit.

The purpose of the authors is to describe a new technique for screw insertion following a trajectory not based on coronal and sagittal theoretical angles but on on-site spatial references and compare it with the oblique most frequently used ones.

Our hypothesis is that the proposed new trajectory achieves longer screw insertion, maximizing purchase and stability while minimizing neurovascular complications.

## Materials and methods

The study and procedures were approved by the institutional review board and ethics committee before the beginning.

## Samples

We selected ten human dry spines for this study. We certify that in all of the cadaveric samples were no signs of anatomic anomalies (for example, malformations) and no past of fracture to prevent bias. All of them were provided by the department of morphological sciences of our Medicine Faculty. No epidemiologic data about the donors were available, but we judged it unnecessary for this study as it compares lateral mass screw trajectories by reproducing all the studied techniques in each specimen, so no bias should be generated.

## Description of the new proposed trajectory

The lateral mass is a leaning diamond-shaped prisma (distorted cube) with a longer length from anterior to posterior than medial to lateral. Instead of using angles to reproduce the appropriate direction of the screws, we advocate taking posterior cortices as a reference and build such distorted cube mentally and then imagine the diagonal from the medial lower area of the posterior ridge to the upper lateral of the anterior ridge.

The nerve root lies in front of the anterior wall of the lateral mass and projects from superior and medial to inferior and lateral. With our proposed technique, the exit point is above the projection of the root and laterally far away from the artery. Thus, we avoid errors made during angle-based freehand screw insertion (Figs. 1, 2; Table 1).

## Technique and trajectory measurement

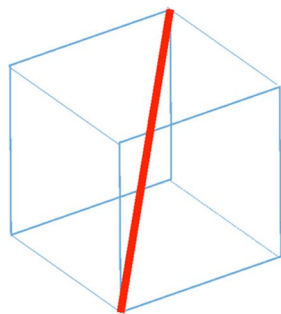
We work in the dissection classroom, with a table adapted to prevent bone movement. This table facilitates angle measurement preventing the selection of different reference planes for angle measurement.

To recreate real anatomy, in each spine, cables were inserted mimicking vertebral arteries and nerve roots, trying to reflect their real trajectory.

We selected Magerl, Anderson and An [9–11] trajectories as the reference, and we compare them to our trajectory. We alternate all of them sequentially and bilaterally in each cervical vertebra from C3 to C6, so the same number of vertebrae was measured with each method.

For the recreation of the trajectory, we used a small cannulated screw set (Smith and Nephew small cannulated screw system, Cordova USA). With the help of a 1.1-mm drill guide, a 1.1-mm stainless steel drill tip wire was inserted bicortically into the lateral mass according to the original description of each trajectory (Magerl, Anderson and An) and the new proposed one (Fig. 3). To prevent confusion in the entry point for other trajectories, the holes

**Fig. 1** The lateral mass is a leaning cubic-shaped prisma. The new proposed technique, taking posterior cortices as a reference, is the diagonal from the medial lower area of the posterior ridge to the upper lateral of the anterior ridge



**Fig. 2** The entry point for the new proposed technique is the medial lower area of the posterior ridge of the lateral mass (dot). Previously described techniques use a more lateral and cranial entry point as we can see in the picture (square)

generated were fully infilled and covered by warm wax, so the used hole was not visualizable. Wire insertion was performed in every case by MAD, the senior author, who has been performing these techniques for more than 25 years. The trajectory length was established by the maximal distance than that can be obtained in the lateral mass (from the entry point to the exit point in the mass) and was confirmed and measured by the two junior authors.

A universal plastic protractor was used to measure the trajectory angles, using fix planes to prevent modification between measurements. Using a cannulated direct measuring device, the length was gauged. The exit point of the trajectory was examined, and potential damage to artery and nerve root was judged according to the theoretical artery and nerve location simulated by previously inserted cables (Fig. 4). By this setting we ascertain the potential risk of a neurovascular injury with each drilling technique, after the bicortical purchase of the lateral mass and checking the exit point in relation to the mock neurovascular structures.

**Statistical analysis**

For all the data management and statistical analysis, we used the software R-Project software [21].

Measurements were expressed as the average value with the standard deviation.

For comparative purposes and to homogenize different vertebra sizes, length ratio of the new proposed technique with respect to Magerl’s Anderson’s and An’s was considered. This allows to compare the data obtained from each specimen and vertebrae using a classical t-test for the mean. In this case, null hypothesis that the mean is equal to 1 versus the alternative that the mean is greater has been tested.

**Table 1** Trajectories compared in this study

Trajectory	Entry point	Superior angle	Lateral angle
Magerl	1 mm cranial and 1 mm medial to the center	Parallel to joint surface	25
Anderson	1 mm medial to the center	30°–40°	10°
An	1 mm medial to the center	15°	30°
Ulloa/Ahmaz	Inferomedial corner (posterior ridge)	Superolateral corner (anterior ridge)	



**Fig. 3** 1.1-mm drill tip guide wire was inserted bicortically into the lateral mass according to the original description of each trajectory and the new proposed one. Using a cannulated direct measuring device, the length was evaluated



**Fig. 4** Exit point was examined and potential damage to artery and nerve root was judged according to the theoretical artery and nerve location simulated by previously inserted cables. See blue cables mimicking both the root (front) and the vertebral artery (bottom)

The number of injuries can be considered that follows a binomial distribution, in order to compare the proportion of injuries for each technique with regard to each other. This was done using the classical for equality of proportions, first considering a 4-sample test and then making all pairwise comparisons.

## Results

In total, 320 insertions were performed, 80 for each trajectory. The measurements and estimation of potential nerve or artery damage were compiled for each trajectory.

## Trajectory length

When we measured trajectory length, we obtained that the mean length was 14.1 mm using Magerl's technique, 13.5 mm using Anderson's, 12.8 mm using An's and 17.0 mm using the new technique.

In all cases, the null hypothesis was rejected with  $p$  values less than 0.00001 being the mean of these ratios 1.24 with respect to Magerl, 1.31 to Anderson and 1.37 to An (Fig. 5).

## Nerve and arterial damage

After studying the exit point of the trajectory, we discover that nerve root potential injury occurred 37 times using Magerl's technique, 28 using Anderson's, 13 using An's and twice using the new technique.

Artery potential damage occurred once using Magerl's technique, 8 times using Anderson's and none with either An's or the new proposed technique.

Concerning the potential for a nerve root injury, the proportion test rejects the hypothesis that for the four techniques they are equal ( $p < 0.00001$ ). Then, pairwise comparisons showed significant differences comparing Magerl vs. New Technique ( $p < 0.00001$ ); Anderson vs. New Technique ( $p < 0.00001$ ) and An vs. New Technique ( $p = 0.01$ ).

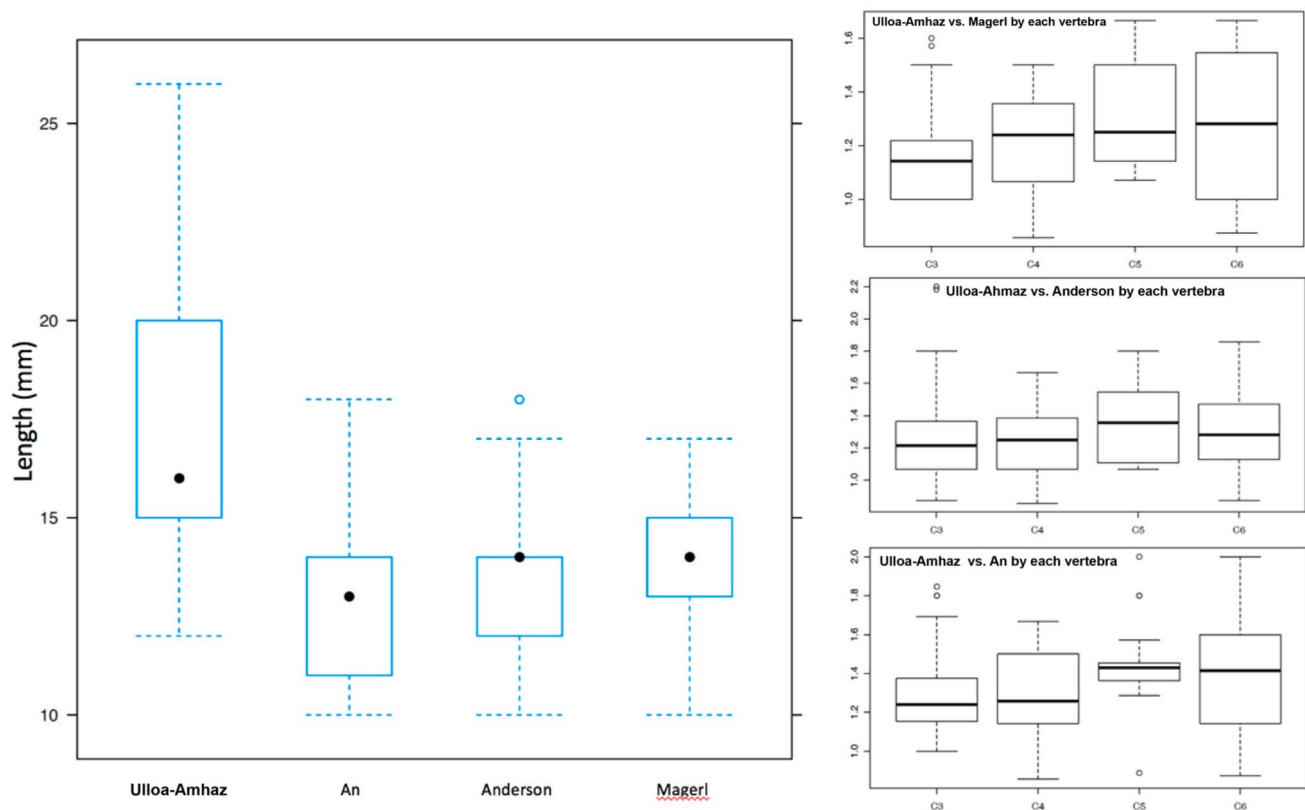
Regarding artery potential damage, the overall test was also significant ( $p$  value = 0.000136) and the pairwise comparisons showed significant differences between former trajectories and the new technique ( $p$  value  $< 0.00001$ ).

## Discussion

Our findings confirm with statistical evidence that under the conditions given (dry bone and trajectory assumed as a 1.1-m wire), our trajectory seems to facilitate longer screws introduction with and exit point in the lateral mass away from neurovascular structures in a higher percentage of cases.

It has been postulated that the ideal lateral mass screw trajectory should provide correct stability and pull-out resistance while keeping complications to a minimum, maximal screw length and bicortical purchase is then a must [5, 18, 19].

Several authors have compared most frequently used techniques. Ebraheim et al. investigated the mean safe lateral mass screw lengths in Roy Camille and Magerl trajectories in fourteen cervical spines. They found that a safe screw length is 14–15 mm in the Roy Camille technique and 15–16 mm in the Magerl technique [2] Hockel et al. [12] performed a retrospective study of a fifty-five patient cohort (284 lateral mass screws) and found a mean screw length of 16 mm using a modified Magerl technique and an 88%



**Fig. 5** Left boxplot shows length differences between trajectories. Right boxplots show statistical analysis in regard to the new proposed technique and Magerl (upper), Anderson (middle), and An (lower)

bicortical purchase rate. Stemper et al. studied the theoretical safe screw length using Roy Camille and Magerl techniques in 98 CT scans and concluded 6.3–16.7 for the former and 6.3–20.4 for the latter. They found safe length varied significantly but not regarding anthropometric measurements and recommend preoperative templating [16].

The ideal screw direction is controversial, and vertebral artery and nerve root injury remain a major concern in lateral mass screw fixation. Xu et al. compared Magerl, Anderson and An techniques in six cadavers and analyzed screw relations to spinal nerves. The overall percentage of nerve injury was 95% with Magerl, 90% with Anderson and 60% with An. They recommended that the screw should be directed as superior and lateral as possible to exit at the anterolateral corner of the upper portion of the superior articular process if the Magerl or Anderson technique is preferred. Ebraheim et al. [1] concluded in a 43 cervical spines evaluation that, regarding posterior midpoint of the lateral mass, screw insertion is safe if it is directed 10° laterally. We fully agree that the trajectory should be directed up and lateral as possible to maintain our exit point as far as possible from the neurovascular structures. To achieve this direction, it is not always easy because the spinous process is in the way,

and our screw insertion may be difficult, especially in those situations with anatomical variations. Partial spinous process resection/fracture is an alternative in these situations.

Freehand screw insertion accuracy is unclear, and some angle estimation mismatch is expected [15, 20]. Merola et al. tried to establish a safe angulation range by comparing Roy Camille, Magerl and Anderson trajectories as well as 0°–30° modifications in ten human spine specimens. They concluded a higher risk of neurovascular damage using Roy Camille technique (specially below C3). The same applied to all techniques when the lateral angulation decreased [17].

Posterior subaxial cervical spine stabilization with bars and lateral mass screws is a safe technique. Coe et al. performed a systematic review of the safety profile and effectiveness of lateral mass screw fixation and found that the risk of complications is low although the fusion rate is high. Nerve root injury occurs in 1% of the procedures. Screw complications such as pull-out or loosening accounted less than 1% [3].

Inoue et al. examined the risk factors for complications associated with screw insertion in a cohort of ninety-four patients (457 lateral mass screws) and found a 2.8% facet violation rate. Joint violation was related to a poor screw

trajectory angle in the sagittal plane [22] In another retrospective study of a cohort of 117 patients, they found a 4.7% incidence of lateral mass fracture during screw insertion [23].

Katonis et al. [24] studied lateral mass screw complications in a 225-patient cohort and found lateral mass fracture in 27 screws and nerve irritation in 3 bicortical screws and 3 pull-out cases.

Ra et al. retrospectively examined a cohort of 26 patients treated with lateral mass screws freehand inserted. They found 13.5% rate of transverse foramen involvement and a 6% rate of joint violation [25].

The use of tridimensional angle-based references to establish the correct screw path can lead to errors, especially when anatomy is distorted; hence, the interest in finding more accurate ways. Bayley et al. [20] studied ipsilateral lamina as a theoretical reference plane for lateral mass screw insertion based on CT studies, but as far as the authors know, they did not carry on any further investigation.

From the best of our knowledge, this is the first lateral mass screw trajectory description not based on angles, but on on-site spatial references that has proved to be effective and safe in spine specimens.

According to our study, the mean screw lengths for Magerl, Anderson and An are similar to those previously published. The new proposed trajectory mean length was 17.0 mm, allowing longer screws that may lead to a better purchase, and a better pull-out resistance and stability. The theoretical complication rate, assumed by the exit point of the trajectory in relation to the neurovascular structures, was also lower regarding potential nerve and artery damage. We would like to emphasize that in this work clinical neurovascular risk was not assessed, because we measured if the exit point with the trajectory may impact the root, the artery or both. This does not mean that all potential injuries would correlate with an unequivocal true injury as clinical studies have previously confirmed and should be performed with our trajectory.

By using a 1.1-mm K-wire with full retrieval after each trajectory measurement, we allowed neither for any hindrance in the next text nor for a lateral mass burst (Fig. 2)

The new trajectory entry point is more caudal, so it is closer to the joint, but facet articular penetration is avoided with a steeper cranial angle.

Impingement in a real surgery or difficulties to perform a decompression if needed may be a concern, but we find that as shearing forces are the main in subaxial cervical spine joints and that there is some distance between the entry point and the rod connector, it is unlikely to happen.

Our study has some limitations: The anatomic nature of the study using dry vertebrae or the use of drill tip guide wires instead of screws. We used dry specimens as it allows for the better analysis of the trajectory and drilled length.

It allows as well for a better examination of entry and exit points and its relationship with danger zones. The inventor of the technique performed all of the trajectories, and therefore, there could have been bias, since the inventor has a vested interest in describing his technique.

Further studies in cadaver using lateral mass screws insertion with axial tomography confirmation should be done, and clinical trials to confirm that our new trajectory is not inferior to previously described, and in future research demonstrate that is superior.

## Conclusion

We have proposed a new technique that seems to facilitate the insertion of longer screws, maximizing theoretically purchase and stability in our constructions. It also seems that this new trajectory exit point in the lateral mass moves away from the neurovascular structures, with the theoretical advantage of minimizing their damage. It is an easy technique, with the benefit of eliminating the need for angle estimation, and avoiding distorted anatomical landmarks, by using on site spatial references instead.

This is the start point of a new trajectory technique that should be validated in cadaveric studies prior to its use in clinical practice.

**Funding** None received from any external funding source.

## Compliance with ethical standards

**Conflict of interest** The authors declare they have no conflict of interest.

**Ethical approval** The study and procedures were approved by the institutional review board and ethics committee.


**Informed consent** Informed generic consent was obtained from all the donors while still alive to use their bodies in studies as the one presented by the authors.

## References

1. Xu R, Haman SP, Ebraheim NA, Yeasting RA (1999) The anatomic relation of lateral mass screws to the spinal nerves. A comparison of the Magerl, Anderson, and An techniques. *Spine (Phila Pa 1976)* 24:2057–2061. <https://doi.org/10.1097/00007632-199910010-00016>
2. Ebraheim NA, Klausner T, Xu R, Yeasting RA (1998) Safe lateral-mass screw lengths in the Roy-Camille and Magerl techniques. An anatomic study. *Spine (Phila Pa 1976)* 23:1739–1742
3. Coe JD, Vaccaro AR, Dailey AT, Sasso RC, Ludwig SC, Harrop JS et al (2014) Lateral mass screw fixation in the cervical spine. *J Neurosurg Spine* 20:592–596. <https://doi.org/10.3171/2013.11.spine13850> (author reply 596)

4. Kurd MF, Millhouse PW, Schroeder GD, Kepler CK, Vaccaro AR (2015) Lateral mass fixation in the subaxial cervical spine. *J Spinal Disord Tech* 28:259–263. <https://doi.org/10.1097/BSD.0000000000000302>
5. Baek JW, Park DM, Kim DH (2010) Comparative analysis of three different cervical lateral mass screw fixation techniques by complications and bicortical purchase: cadaveric study. *J Korean Neurosurg Soc* 48:193–198. <https://doi.org/10.3340/jkns.2010.48.3.193>
6. Harris BM, Hilibrand AS, Nien YH, Nachwalter R, Vaccaro A, Albert TJ et al (2001) A comparison of three screw types for unicortical fixation in the lateral mass of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 26:2427–2431. <https://doi.org/10.1097/00007632-200111150-00006>
7. Roy-Camille R, Saillant G (1972) Surgery of the cervical spine. 1. True dislocations of the articular processes. *Nouv Presse Med* 1:2330–2332
8. Roy-Camille R, Saillant G, Laville C, Benazet JP (1992) Treatment of lower cervical spinal injuries—C3 to C7. *Spine (Phila Pa 1976)* 17:S442–S446
9. Jeanneret B, Magerl F, Ward EH, Ward JC (1991) Posterior stabilization of the cervical spine with hook plates. *Spine (Phila Pa 1976)* 16:S56–S63
10. Anderson PA, Henley MB, Grady MS, Montesano PX, Winn HR (1991) Posterior cervical arthrodesis with AO reconstruction plates and bone graft. *Spine (Phila Pa 1976)* 16:S72–S79
11. An HS, Gordin R, Renner K (1991) Anatomic considerations for plate-screw fixation of the cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 16:S548–S551
12. Hockel K, Maier G, Rathgeb J, Merkle M, Roser F (2014) Morphometric subaxial lateral mass evaluation allows for preoperative optimal screw trajectory planning. *Eur Spine J* 23:1705–1711. <https://doi.org/10.1007/s00586-014-3350-7>
13. Wu JC, Huang WC, Chen YC, Shih YH, Cheng H (2008) Stabilization of subaxial cervical spines by lateral mass screw fixation with modified Magerl's technique. *Surg Neurol* 70:25–33. <https://doi.org/10.1016/j.surneu.2008.02.036>
14. Perrin G (2005) Quantitative anatomic evaluation of cervical lateral mass fixation with a comparison of the Roy-Camille and the Magerl screw techniques. *Spine (Phila Pa 1976)* 30:140–147
15. Heller JG, Carlson GD, Abitbol JJ, Garfin SR (1991) Anatomic comparison of the Roy-Camille and Magerl techniques for screw placement in the lower cervical spine. *Spine (Phila Pa 1976)* 16:S552–S557
16. Stemper BD, Marawar SV, Yoganandan N, Shender BS, Rao RD (2008) Quantitative anatomy of subaxial cervical lateral mass: an analysis of safe screw lengths for Roy-Camille and magerl techniques. *Spine (Phila Pa 1976)* 33:893–897. <https://doi.org/10.1097/brs.0b013e31816b4666>
17. Merola AA, Castro BA, Alongi PR, Mathur S, Brkaric M, Vigna F et al (2002) Anatomic considerations for standard and modified techniques of cervical lateral mass screw placement. *Spine J* 2:430–435. [https://doi.org/10.1016/S1529-9430\(02\)00461-8](https://doi.org/10.1016/S1529-9430(02)00461-8)
18. Chapman JR, Harrington RM, Lee KM, Anderson PA, Tencer AF, Kowalski D (1996) Factors affecting the pullout strength of cancellous bone screws. *J Biomech Eng* 118:391–398
19. Perren S, Cordey J, Baumgart F et al (1992) Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. *Int J Orthop Trauma* 2:31–48
20. Bayley E, Zia Z, Kerslake R, Klezl Z, Boszczyk BM (2010) Lamina-guided lateral mass screw placement in the sub-axial cervical spine. *Eur Spine J* 19:660–664. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1228-x>
21. R Core Team (2017) R: a language and environment for statistical computing. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. <https://www.R-project.org>
22. Inoue S, Moriyama T, Tachibana T, Okada F, Maruo K, Horinouchi Y et al (2012) Cervical lateral mass screw fixation without fluoroscopic control: analysis of risk factors for complications associated with screw insertion. *Arch Orthop Trauma Surg* 132:947–953. <https://doi.org/10.1007/s00402-012-1507-6>
23. Inoue S, Moriyama T, Tachibana T, Okada F, Maruo K, Horinouchi Y et al (2014) Risk factors for intraoperative lateral mass fracture of lateral mass screw fixation in the subaxial cervical spine. *J Neurosurg Spine* 20:11–17. <https://doi.org/10.3171/2013.9.SPINE121055>
24. Katonis P, Papadakis SA, Galanakos S, Paskou D, Bano A, Sapkas G et al (2011) Lateral mass screw complications: analysis of 1662 screws. *J Spinal Disord Tech* 24:415–420. <https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e3182024c06>
25. Ra IH, Min WK (2014) Radiographic and clinical assessment of a freehand lateral mass screw fixation technique: is it always safe in subaxial cervical spine? *Spine J* 14:2224–2230. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2014.03.046>

## Affiliations

Samer Amhaz-Escanlar<sup>1</sup>  · Alberto Jorge-Mora<sup>1</sup> · Teresa Jorge-Mora<sup>2</sup> · Manuel Febrero-Bande<sup>3</sup> · Maximo-Alberto Diez-Ulloa<sup>1</sup>

✉ Maximo-Alberto Diez-Ulloa  
maximoalberto.diez@usc.es

<sup>1</sup> Servicio de Cirugía Ortopédica y Traumatología, Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela, Travesía da Choupana s/n, 15706 Santiago de Compostela, Spain

<sup>2</sup> Servicio de Rehabilitación, Complejo Hospitalario Universitario de Pontevedra, Pontevedra, Spain

<sup>3</sup> Departamento de Estadística, Facultad de matemáticas, Universidad de Santiago de Compostela, Santiago de Compostela, Spain





## DICTAMEN DEL COMITÉ AUTONÓMICO DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN DE GALICIA

Paula M. López Vázquez, Secretaria del Comité Autonómico de Ética de la Investigación de Galicia

### CERTIFICA:

Que este Comité evaluó en su reunión del día 14/01/2014 el estudio:

**Título:** Estudio de la trayectoria para tornillos de masa lateral cervical

**Promotor:** Alberto Díez Ulloa

**Código de Registro CAEI de Galicia:** 2014/006

Y, tomando en consideración las siguientes cuestiones:

- La pertinencia del estudio, teniendo en cuenta el conocimiento disponible, así como los requisitos legales aplicables, y en particular la Ley 14/2007, de investigación biomédica, el Real Decreto 1716/2011, de 18 de noviembre, por el que se establecen los requisitos básicos de autorización y funcionamiento de los biobancos con fines de investigación biomédica y del tratamiento de las muestras biológicas de origen humano, y se regula el funcionamiento y organización del Registro Nacional de Biobancos para investigación biomédica, la ORDEN SAS/3470/2009, de 16 de diciembre, por la que se publican las Directrices sobre estudios Posautorización de Tipo Observacional para medicamentos de uso humano, y el la Circular nº 07 / 2004, investigaciones clínicas con productos sanitarios.
- La idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio, justificación de los riesgos y molestias previsibles para el sujeto, así como los beneficios esperados.
- Los principios éticos de la Declaración de Helsinki vigente.
- Los Procedimientos Normalizados de Trabajo del CEIC de Galicia

Emite un **INFORME FAVORABLE** para la realización del estudio por el/la investigador/a del centro:

Centros	Investigadores Principales
C.H. Universitario de Santiago	Alberto Díez Ulloa

En Santiago de Compostela, a 15 de enero de 2014  
 La Secretaria



Paula M. López Vázquez



## Comité Autonómico de Ética de la Investigación de Galicia

D<sup>a</sup>. Paula M. López Vázquez, Secretaria Comité Autonómico de Ética de la Investigación de Galicia,

### HACE CONSTAR QUE:

1. El CAE de la Investigación de Galicia cumple los requisitos legales vigentes (R.D 223/2004 de ensayos clínicos, y la Ley 14/2007 de Investigación Biomédica).
2. El CAE de la Investigación de Galicia tanto en su composición como en sus PNTs cumple las Normas de Buena Práctica Clínica (CPMP/ICH/135/95).
3. La composición actual del CEIC de Galicia es:
  - D. Manuel Portela Romero. (**Presidente**). Médico Especialista en Medicina Familiar y Comunitaria.
  - D<sup>a</sup>. Irene Zarra Ferro. (**Vicepresidenta**). Farmacéutica de Atención Especializada.
  - D<sup>a</sup>. Paula M<sup>a</sup> López Vázquez, (**Secretaria**). Médico Especialista en Farmacología Clínica.
  - D. Juan Vázquez Lago (**Secretario Suplente**). Médico Especialista en Medicina Preventiva y Salud Pública.
  - D. Jesús Alberdi Sudupe. Médico especialista en Psiquiatría.
  - D. Rosendo Bugarín González. Médico Especialista en Medicina Familiar y Comunitaria.
  - D. Juan Casariego Rosón. Médico Especialista en Cardiología.
  - D. Emilio Casariego Vales. Médico Especialista en Medicina Interna.
  - D. Xoán X. Casas Rodríguez. Médico Especialista en Medicina Familiar y Comunitaria.
  - D<sup>a</sup>. Juana M<sup>a</sup> Cruz del Río. Trabajadora Social.
  - D. Juan Fernando Cueva Bañuelos. Médico Especialista en Oncología Médica.
  - D. José Álvaro Fernández Rial. Médico Especialista en Medicina Interna.
  - D. José Luis Fernández Trisac. Médico Especialista en Pediatría.
  - D<sup>a</sup>. Marta Gil Pérez. Licenciada en Derecho.
  - D<sup>a</sup>. Pilar Gayoso Diz. Médico Especialista en Medicina Familiar y Comunitaria.
  - D. Agustín Pía Morandeira. Farmacéutico de Atención Primaria
  - D. Salvador Pita Fernández. Médico Especialista en Medicina Familiar y Comunitaria.
  - D<sup>a</sup>. Carmen Rodríguez-Tenreiro Sánchez. Licenciada en Farmacia.
  - D<sup>a</sup>. Susana María Romero Yuste. Médico Especialista en Reumatología.
  - D<sup>a</sup>. Teresa Vázquez Pumariño. Diplomada Universitaria de Enfermería.
  - D<sup>a</sup>. M<sup>a</sup> Asunción Verdejo González. Médico Especialista en Farmacología Clínica.

Para que conste donde proceda, y a petición del promotor / investigador, en Santiago de Compostela, a 14 de Enero de 2014

