



FACULDADE
ILAPEO

André Felipe Torres Gomes

**Avaliação da confiabilidade mecânica de diferentes interfaces
implante/componente para próteses unitárias de acordo com o protocolo de
teste de fadiga ISO 14801**

CURITIBA
2019

André Felipe Torres Gomes

Avaliação da confiabilidade mecânica de diferentes interfaces
implante/componente para próteses unitárias de acordo com o protocolo de teste
de fadiga ISO 14801

Dissertação apresentada a Faculdade ILAPEO como
parte dos requisitos para obtenção de título de Mestre
em Odontologia com área de concentração em
Implantodontia.

Orientador: Prof. Dr. Geninho Thomé
Co-orientadora: Profa. Dra. Larissa Carvalho Trojan

CURITIBA
2019

André Felipe Torres Gomes

Avaliação da confiabilidade mecânica de diferentes interfaces implante/componente para próteses unitárias acordo com o protocolo de teste de fadiga ISO 14801

Presidente da Banca: Prof^a. Dra. Ana Claudia Moreira Melo Toyofuku

BANCA EXAMINADORA

Prof. Dr. Rubens Moreno de Freitas

Prof^a. Dra. Larissa Carvalho Trojan

Aprovada em: 28/05/2019

Dedicatória

Dedico este trabalho à minha amada esposa Niedja que me deu apoio e suporte incondicional nestes 2 anos em mais uma fase de minha vida profissional, sem a qual tudo seria mais difícil.

Dedico também aos meus amados pais, Carlos e Inajá, que sempre procuraram o meu melhor, me incentivando em minha profissão, ainda mais nesta etapa tão desafiadora.

Dedico aos meus irmãos, Bruno e Polyana, por estarem presentes em minha vida.

Dedico aos meus avós, vovô João (in memorian), vovô Torres (in memorian), vovó helena (in memorian) e vovó preta (in memorian), que certamente estariam orgulhosos do seu neto neste momento.

Por fim dedico a tios, tias, primos e primas.

Agradecimentos

Meus mais sinceros agradecimentos a todos que participaram direta e indiretamente em minha formação neste curso fantástico de aprendizados acadêmicos e humanos. Primeiramente na figura do Dr. Geninho Tomé, ícone de nossa especialidade, pelo ser humano simples e humilde apesar de sua grandiosa capacidade intelectual. À dra. Clemilda pelo exemplo de profissionalismo, dinamismo, em gerir uma faculdade como a ILAPEO. Agradecer aos professores que tornaram-se amigos durante o curso, nos passaram seu conhecimento de forma excepcional, procurando sempre nosso aprimoramento. Ao professor Luis Eduardo Padovan, muitíssimo obrigado por todos ensinamentos e conselhos transmitidos. Às professoras Ivete Sartori, Rogéria Acedo, Ricarda Duarte, Flávia Fontão e Ana Cláudia Melo, muito obrigado pela forma carinhosa nos ensinamentos e tratos. Aos professores Rubens Moreno, Leandro Klüppel, Sérgio Bernardes, Valdir Garcia e Élcio Marcantônio pelo companheirismo e que neste período de convivência procuraram sempre transmitir o que tinham de melhor.

Agradeço também a minha professora e orientadora Larissa Trojan pela paciência e ajuda no desenvolvimento deste trabalho.

Agradecer a todos os funcionários da ILAPEO, as meninas da radiologia, representadas pela Keiler pela ajuda de sempre. As meninas da biblioteca, Tânia e Andrea pelas valiosas ajudas. Agradecer ao pessoal do estoque, às asb's e recepcionistas.

Muito obrigado aos colegas da orto (Luíz, Mariana, Ana, Reginaldo e Carol) pela convivência e também aos colegas das outras turmas de implantodontia.

Agradeço a meus colegas de turma, Jânderson Cardoso, Jorge Valenga, Bruno Kraft, Caio Cardozo, Adriana Traczinski, Valquiria Calil, Gabriela Moretto, Carolina Sattler, Márcia Hinz, pelo companheirismo e amizade.

Em especial, agradeço aos colegas Carlos Mafi (seu Carlos), ao colega e amigo do trio de cirurgia, Guilherme Claudino e ao meu colega, amigo e irmão Felipe Carvalho.

Sumário

1.	Artigo científico 1	7
2.	Artigo científico 2.....	20

1. Artigo científico 1

Artigo de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO, para futura submissão no periódico:

The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants (IJOMI)

Evaluation of the mechanical reliability of different implant/abutment connections for single crowns according to the UNI EN ISO 14801 Fatigue Test Protocol

Geninho Thomé¹
André Felipe Torres Gomes²
Marcos Boaventura de Moura³
Larissa Carvalho Trojan⁴

1 MsC., PhD., Implantologist, Professor at ILAPEO.

2 Implantologist. Master Student at ILAPEO.

3 MsC., Implantologist.

4 MsC., PhD., Orthodontist

Abstract

The aim of this in vitro study was to evaluate the mechanical behavior in cyclic fatigue of different implant/abutment connections, and the unitary indication of abutments for all regions of the mouth. This experimental study according to international standards (UNI EN ISO 14801:2007) was done using 5 types of implants and abutments: G1: External Hex Smart Implant and 17° universal abutment; G2: Cortical External Hex Implant and 17° universal abutment; G3: Internal Hex Implant and 30° universal abutment; G4: Morse taper Implant (11.5 degrees) and 17° universal abutment; G5: Morse taper Implant (16 degrees) and 30° universal abutment. A 15-Hz cyclic loading was applied to the specimens with the maximum number of cycles set to 5×10^6 . It was defined success when three samples have supported 5 million cycles without failure. The maximum load supported from each group after dynamic loading was recorded. The Spearman correlation and the Lowess method were used to analyze the correlation between the number of cycles and the applied load and the Kruskal-Wallis and Nemenyi tests for comparison between the abutments when reaching 5 million cycles. There was a negative correlation ($r < 0.00$) and significant ($P < 0.05$) between the number of cycles and the load for each type of implant/abutment. The load values supported by each group after cyclic loading to achieve 5 million cycles were: G1 - 225 N; G2 - 215 N; G3 - 220 N; G4 - 210 N and G5 - 240 N. The GM implant/abutment assemblie (G5) presented a significantly higher load (p -value = 0.024) than the CM implant/abutment assemblie (G4). All implant/abutment connections investigated in this study resisted average bite force values reported as acceptable in the literature and may be indicated for any region of the mouth.

Keywords: abutment, compressive loading, dental implants, fatigue strength.

INTRODUCTION

The use of osseointegrated dental implants has become a successful procedure for the treatment of complete or partial edentulism and single-tooth replacements in both the anterior and posterior regions of the mouth. Implant/supported rehabilitations are subject to substantial masticatory cyclic loadings during function; consequently, mechanical complications of the implant/prosthetic system, such as failure or loosening of the abutment screw or fracture of the fixture, may occur.¹⁻³

The dental literature provides various testing protocols for the evaluation of dental implant mechanical,⁴ reliability, but in most of available scientific studies, testing is performed by applying only part of the procedures provided by international standards (UNI EN ISO 14801).^{5,6} The mechanical tests of dental implant systems when carefully follows the UNI EN ISO 14801 standard provides a powerful and accurate tool for the mechanical reliability evaluation in accordance with globally recognized data that may allow identify indications and limitations of their use.^{5,6} In vitro approaches are more appropriate as initial steps, before the application of any in vivo method.^{7,8} Fatigue tests lead to determination of the fatigue limit of the dental implant, conventionally defined as the maximum value under which a system has a useful life determined by a number of cycles.⁹ The fatigue limit is greater than the stress that the teeth support during the normal chewing process, and confirms the appropriate structural design of the device used.⁹

External connections have showed favorable clinical results after follow-up of up to 9 years, with a success rate of up to 98.3% in maxilla and mandible.¹⁰ When a finite element analysis method was used to evaluate the internal tapered connections and external connections, it was observed that the internal tapered connections presented better mechanical characteristics in relation to the external connections.¹¹ Another in vitro study reported that an internal tapered implant/abutment joint had superior resistance compared to an external hexagonal joint when subjected to fatigue.¹² The opposite of external hexagon, the tapered interface results in a relatively tight junction due to friction between implant and abutment.¹³ Steinebrunner et al. (2008) evaluated in vitro six different implant systems: four were internal screw-retained connections and two were external connections. It was found that different implant/abutment connection designs exhibited significant differences in survival time under dynamic loading and in maximum fracture strength. Internal connections showed better properties with respect to fatigue and fracture resistance compared to other implant systems with external connections.¹⁴

The main challenge in the development of implant/abutment connection designs relies on reducing/eliminating the incidence of mechanical failures and improving the soft tissue and prosthetic interface.^{2,12,15} Thus, the evaluation of the fatigue strength that supports different internal and external connections can provide information about the system mechanical behavior when used as unitary crowns.¹⁵ The implant/abutment connection design can have a significant influence on the carrying capacity. The failure that occurs due to static overload differs between the connections. All tested implant/abutment connection designs are expected to withstand clinically relevant forces. Therefore, it has been also important to perform cyclic fatigue tests.^{16,17}

Marchetti et al. (2016) evaluated the mechanical performance under fatigue stress using implants of 3.80 mm in diameter and 12 mm in length (BioHorizons, Birmingham, EUA). Implant samples that were subjected to a 5×10^6 cyclic loading with a maximum load of 172 N (40% rupture load) were reported to survive, while the samples subjected to the higher loads failed between 8.452 and 13.526 cycles. In only one sample, with a maximum load of 215 N (50% of the rupture load), 5×10^6 cycles were completed. At the load level of 60% of the rupture load (300 N), one of the two samples failed after 27.732 cycles, while the other was partially damaged. Samples subjected to higher values (400 N, corresponding to 80% of the mean rupture load) failed between 12.678 and 15.387 cycles.⁶

The purpose of this in vitro study was to evaluate the mechanical behavior of different implant/abutment connections and the indication of different abutments for all regions of the mouth, considering unitary crowns.

MATERIALS AND METHODS

Sample preparation

Four types of implant connections (Neodent, Curitiba, Brazil) were investigated in this study and divided into 5 groups. Each group was compound of commercially available implant system with two-pieces prosthetic abutment: (G1: HE Smart Titamax Cortical Implant Ø (3.3) 3.3/13 mm and angled universal abutment 17° Ø 3.3/4 mm; Neodent); (G2: Titamax Ti Cortical Implant Ø (3.3) 3.3/13 mm and angled universal abutment 17° Ø 3.3/4 mm; Neodent) (G3: II Plus Titamax Cortical Implant Ø (4.3) 3.75/13 mm and II Plus angled universal abutment 30° Ø 4 mm; Neodent); (G4: CM Titamax Cortical Implant, Ø 3.5 mm/13 mm and CM angled universal abutment exact 17° Ø 3.3/6/3.5 mm; Neodent); (G5: GM Titamax Cortical Implant Ø 3.5/13 mm and GM angled universal abutment exact 30° Ø 3.3/6/3.5 mm; Neodent) (Table 1).

The implants were placement in polyacetal bases (\varnothing 15/20 mm) (PolyBrasil, São Paulo, Brazil), with modulus elasticity of 3 GPa. The implants were maintained with 3 mm exposure. The abutments were installed on the implants using three different tightening forces: 32 Ncm (G1 and G2); 20 Ncm (G3 and G5) and 15 Ncm (G4) (Table 1). A digital prosthetic ratchet (TQ-680, Instrutherm) was used for tightening the prosthetic abutments to the implants (Fig. 1).

Group	Manufacturer	Implant	Abutment	Abutment Torque	Connection type/index
				Ncm	
1	Neodent	Titamax Cortical CM \varnothing 3.5/13 mm	Universal Angled Abutment CM exact 17° \varnothing 3.3/6/3.5 mm	15	Internal tapered/Internal hexagon
2	Neodent	Titamax GM Acqua \varnothing 3.5/13 mm	Universal Angled Abutment GM exact 30° \varnothing 3.3/6/3.5 mm	20	Internal tapered/Internal hexagon
3	Neodent	Titamax HE Smart Cortical \varnothing (3.3) 3.3/13 mm	Universal Angled Abutment 17° \varnothing 3.3 x 4 mm	32	External hexagon/ Dodecagon
4	Neodent	Titamax II Plus Cortical \varnothing (4.3) 3.75/13 mm	Universal Angled Abutment II Plus 30° \varnothing 4 mm	20	Internal hexagon/Internal hexagon
5	Neodent	Titamax Ti Cortical \varnothing (3.3) 3.3/13 mm	Universal Angled Abutment 17° \varnothing 3.3 x 4 mm	32	External hexagon/Hexa gon
Group	Manufacturer	Implant	Abutment	Abutment Torque	Connection type/index

Table 1 - Test Groups and Conditions.



Figure 1 - Digital prosthetic ratchet (TQ-680, Instrutherm) used to tighten the prosthetic abutments to the implants.

Mechanical tests

Prior to the dynamic fatigue test a static load test was performed on the Universal Test Machine (ElectroPlus 3382 Instron, Norwood, USA) to provide an initial load for the dynamic test. The applied load followed the direction of angulation established in UNI EN ISO 14801. For the dynamic test, initial loads were defined as 60% of the maximum static loads found in the static test.

A dynamic test machine (Electropuls E1000, Instron, Norwood, USA) was used to perform the mechanical fatigue test, with a sample number of 9 specimens or higher for each group according to UNI EN ISO 14801:2007, which establishes that at least four different loads to be tested, in which three specimens should withstand 5×10^6 cycles without failure. A hemispherically shaped device of cobalt chromium alloy (Coronel, Etkon AG, Grafeling, Germany) was positioned on the abutments. Aiming to simulate a worst-case condition, the samples were positioned in a stainless-steel template and an angled loading (in relation to the implant axis) was applied according to the abutment angulation. For abutments with 17 degrees, the load has 27 degrees of angulation and for abutments with 30 degrees, the load has 40 degrees of angulation (Fig. 2). The frequency used in the test was 15 Hz.

When the previous sample survived 5×10^6 cycles, the next sample was run on the increased previous load by a predetermined amount. If the previous sample failed, the next sample was run at the previous level minus the default value. All experiments were conducted under dry conditions at room temperature.

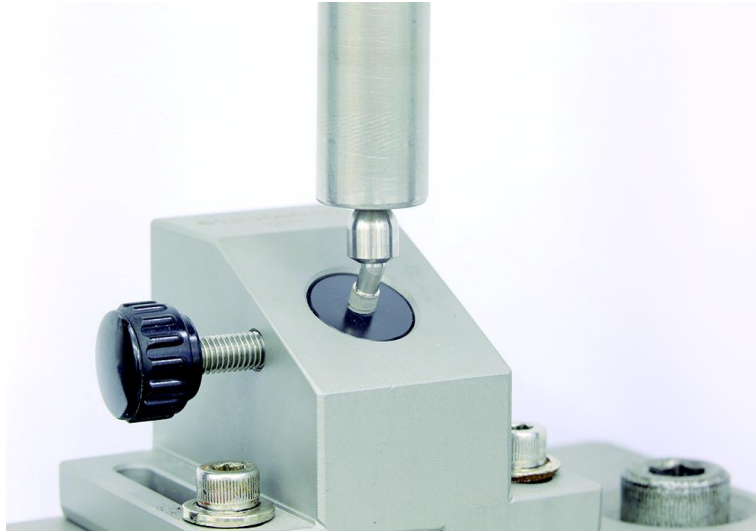


Figure 2 - Static and Dynamic loading test: The hemispherical device is positioned on the abutment for application of vertical loads following ISO 14801.

Statistical analysis

The data analysis was performed by Spearman correlation, where analysis was performed between the number of cycles and the load. To illustrate this correlation for each type of abutment, dispersion diagrams were used with the adjustment of curves smoothed by the Lowess method. The descriptive analysis of the bending moment was also described.

The Kruskal-Wallis test was used to compare loads between the abutments when reaching 5 million cycles, and in the multiple comparison the Nemenyi test was used.

Analyzes were performed using R analysis software (version 3.5.1).

RESULTS

The loads initially applied to the dynamic loading test (60% maximum static load value) of the samples are shown in Table 2 (G1 - 300N; G2 - 270N; G3 - 357N; G4 - 260N and G5 - 270N).

The samples were submitted to 5 million cycles of dynamic load. At least three samples from each group supported a given load. According to UNI EN ISO 14801, this value is the maximum supported in dynamic loading. The maximum values supported for each group in dynamic loading were: G1 - 225 N; G2 - 215 N; G3 - 220 N; G4 - 210 N; G5 - 240 N (Table 2). Regarding the number of cycles, group 3 abutments had lowest minimum number of cycles per million (0.01), while groups 4 and 5 had the highest values (0.04) (Table 2).

Variables	Groups	Maximum (60%)	Maximum
Maximum load (N)		Static (N)	Dynamic (N)
	1	260	210
	2	270	240
	3	300	225
	4	357	220
	5	270	215
N° of cycles per million		Cycles	Cycles per million
	1	5,000.000	0,04
	2	5,000.000	0,04
	3	5,000.000	0,03
	4	5,000.000	0,01
	5	5,000.000	0,03

Table 2 - Descriptive analysis of the maximum, minimum strength and number of cycles.

There was a negative correlation ($r < 0.00$) and a significant ($P < 0.05$) correlation between the number of cycles and the load for each type of implant, it means, the higher the load, the lower the number of cycles. The implant/abutment assemblies of the group 1 presented the lowest correlation between the load and the number of cycles (Table 3). In addition, the correlation between the number of cycles and the bending moment is equivalent to the number of cycles and the load.

<u>Groups</u>	<u>r¹</u>	<u>P-value</u>
1	-0,99	<0,001
2	-0,95	<0,001
3	-0,72	0,002
4	-0,95	<0,001
5	-0,99	<0,001

Table 3 - Correlation between the number of cycles and the load for each type of abutment.

Table 4 shows the mean and standard deviation of the values for bending moment. Titamax CM Cortical implant (G4) had the lowest values for average, minimum and maximum.

We can observe the loads that withstood (minimum) and the loads where there were failures (maximum). Fig. 3 shows a box plot with the results presented in table 4.

Variables	Groups	N	Average	Standard deviation	Minimum	1º Quartile	2º Quartile	3º Quartile	Maximum
Bending moment (Ncm)	1	9	74.4	6.48	67.6	67.6	72.4	77.3	83.7
	2	9	139.33	6.73	132	132	137.5	143	148.5
	3	9	95.61	11.31	83.3	83.3	92.5	101.8	111
	4	16	145.48	24.13	121	121	139.15	155.65	196.4
	5	9	89.31	8.36	80.4	80.4	86.8	93.5	101

Table 4 - Descriptive analysis of bending moment for all the groups.

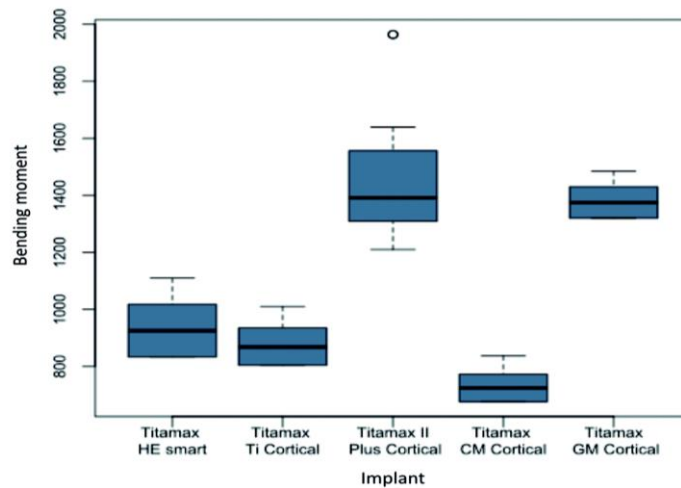


Figure 3 - Boxplot of the bending moment by type of implant.

The values obtained for load versus the numbers of cycles were plotted and the relations between the systems were evaluated. Figure 4 illustrates the dispersion diagram with non-parametric regression adjustment by the Lowess method for each type of implant.

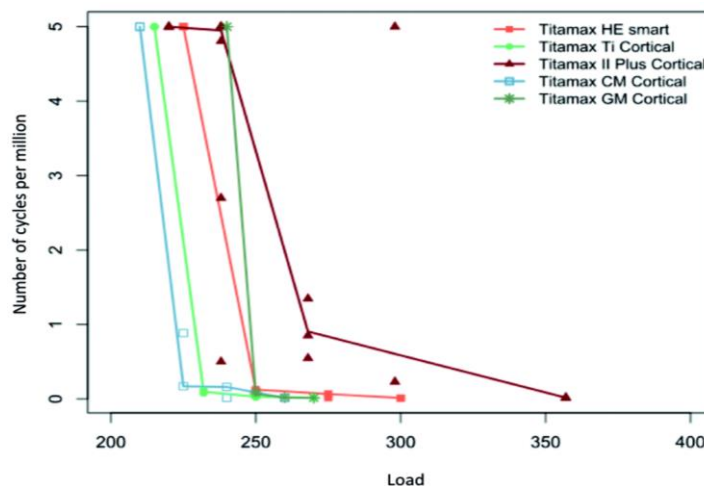


Figure 4 - Dispersion diagram between the number of cycles and the load for each type of abutment.

Table 5 shows the comparison of loads by reaching the maximum number of cycles (5 million). It was observed that there was a significant difference (p-value = 0.007) between at least one implant/abutment pair, and for the multiple comparisons test, the GM implant/abutment assemblie (G5) presented a significantly higher load (p-value = 0.024) than the CM implant/abutment assemblie (G4). It should be noted that although the II Plus implant/abutment assemblie (G3) required at least 5 different loads to reach the maximum number of cycles, the value of the load in which the implant reached 5 million was 220 N, and this load did not present significant difference of the other loads between the implant/abutment assemblies.

Implant	Load (N)	Valeu-p	Multiple comparison (Value-p)			
Group 1	210	0,007	Group 1	Group 2	Group 3	Group 4
Group 2	240		0,024	-	-	-
Group 3	225		0,178	0,951	-	-
Group 4	220		0,592	0,592	0,951	-
Group 5	215		0,951	0,178	0,592	0,951

Table 5- Comparison of loads between groups reaching 5 million cycles. ¹Kruskal-Wallis Test; ²Nemenyi Test.

DISCUSSION

The mechanical reliability of a dental implant system is strongly influenced by the main implant coupling mechanism. In fact, mechanical failure of an implant/prosthesis system may be related to excessive flexing of the screw joint against insufficient tightening force or intrinsic limits on the strength of the material. In addition, it may also be related to a "fit" and loosening effect of the components or to a design mismatch.¹⁸ However, the effect of a specific connection design on the mechanical strength of the screw joint a dental implant remains uncertain, as demonstrated by the large number of commercially available configurations. For these reasons, the study of the mechanical properties of prosthetic implant systems is a critical research topic.

Specifically, the present study investigated the mechanical behavior of implant systems with the worst case for abutments design, assumed here as angled abutments that are indicated for all regions of the mouth after exposure to biomechanical stresses for 5 million load cycles. This number of cycles simulates a clinical function of 5 to 20 years, depending on the frequency used.¹⁹ The results show that the preparation of the implants as well as the repetitive load have negatively influence in the fracture loads of implants and prosthetic components.¹⁹ The best

way to generate data on fracture strength and implant longevity has been the fatigue tests.²⁰ In the present study, in addition to chewing simulation, the test conditions were carefully chosen to simulate an unfavorable clinical situation with reduced bone support. A distance of 3 mm between the implant shoulder and the crestal bone level was prepared to simulate a representative case of loss.^{5,6} The load was applied off-axis according to UNI EN ISO 14801 and previous studies.^{5,6} The current study showed that small component design changes are only to meet the mechanical requirements of each system, behavior and mechanical capacity were acceptable and similar in terms of values (Table 2). The values obtained in our research support the current standards of strength for dental implants and could suggest that the implants would support the clinical occlusal load for up to 20 years.¹⁹ However, clinical studies presented in the literature showed that dental titanium implants are in placed with good aesthetic and functional activities for up to 35 years.²¹

Although the determination of maximum bite force is widely used in dentistry, whether in order to understand the masticatory mechanisms or in studies related to diseases, few studies address the maximum bite force of each tooth and its relation to the masticatory force.^{22,23} The variation in bite forces may be related to age, sex, muscle size, degree of edentulism, bone shape and parafunction.²⁴ From the results obtained, it can be observed that the masticatory force is not proportional to a fixed value of the maximum bite force.²²

The maximum bite forces in the posterior dentition were reported to range from 250 N to 400 N and from 140 N to 170 N in the anterior dentition,^{22,23} Another study reported that one implant system has supported dynamic load of 172 N after 5×10^6 cycles.⁶ The normal or physiological chewing forces for posterior dentition varied from 110 N to 125 N and from 60 N to 75 N in the anterior dentition^{22,23} and should be considered, noting that clinically it is difficult for the patient to use a maximum bite force. In the present study, all implant/abutment groups supported loads above 210 N in dynamic loading, and the GM implant/abutment assemblies (G5) had a significantly higher load (p -value = 0.024) than the CM implant/abutment assemblies (G4). To approximate the physiological bite loads and maximum bite forces, a cyclic load of 98 N was considered sufficient to simulate the anterior dentition. Fontijn-Tekamp et al. (2000) found that the relationship between masticatory strength and maximum bite force varies from 30 to 54% depending on the system considered, this variability of the results happens due to the technique tested and also the position of the teeth which do not allow to completely simulate the actual chewing condition. Thus, to estimate the masticatory force, a ratio of 54% for the anterior region and 50% for the posterior region was applied on the results of maximum bite force.²²

The indexed internal tapered interface connection was compared to an indexed hexagonal connection and it was found that the internal tapered interface exhibited greater resistance to bending moments at the implant/abutment interface.²⁵ Another study reported the greater capacity to withstand loads of the internal tapered connections compared to external and internal hexagonal connections.²⁶ In the present study, the implant/abutment assemblies with internal tapered connection of G5 presented the highest values of load compared to the internal and hexagonal connections of the other groups tested. The loading values increased in G5 compared to G4 can be explained by the increase of contact area implant/abutment and increase in the size of the index area (hexagonal) of GM implants.

CONCLUSIONS

Within the limitations of this in vitro study, it can be concluded that the implant/abutment systems investigated have presented good mechanical reliability following the UNI EN ISO 14801 standard and constantly resisted the average values of bite force reported in the literature. The implant/abutment assemblies of internal conical connection (G5) supported the highest dynamic loads (240 N) after 5 million cycles. However, all implant/abutment assemblies presented sufficient values of strength (210 N) above normal values of occlusal mastication and may be indicated for all regions of the mouth.

REFERENCES

1. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res* 2000;11(suppl 1):s156-s158.
2. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Bragger U, Egger M, Zwahlen M. A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. I. Implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res* 2004;15(6):643-53.
3. Aglietta M, Siciliano VI, Zwahlen M, Bragger U, Pjetursson BE, Lang NP, et al. A systematic review of the survival and complication rates of implant supported fixed dental prostheses with cantilever extensions after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(5):441-51.
4. Norton M. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(4):290-8.
5. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, et al. Evaluation of an endosseous oral implant system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol. *Implant*

Dent 2014;23(6):665-71.

6. Marchetti E, Ratta S, Mummolo S, Tecco S, Pecci R, Bedini R, et al. Mechanical reliability evaluation of an oral implant-abutment system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol. *Implant Dent* 2016;25(5):613-8.
7. Abduo J, Bennani V, Waddell N, Lyons K, Swain M. Assessing the fit of implant fixed prostheses: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25(3): 506-15.
8. de Moura MB, Rodrigues RB, Pinto LM, de Araújo CA, Novais VR, Júnior PCS. Influence of screw surface treatment on retention of implant-supported fixed partial dentures. *J Oral Implantol* 2017;43(4):254-60.
9. Zonfrillo G, Pratesi F. Mechanical strength of dental implants. *J Appl Biomater Biomech* 2008;6(2):110-8.
10. Scholander S. A Retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Branemark implants. *Int J Prosthodont* 1999;12(6):483-91.
11. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000;15(4):519-26.
12. Khraisat A, Stegaroiu R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant/abutment joint designs. *J Prosthet Dent* 2002;88(6):604-10.
13. Bozkaya D, Müftü S. Mechanics of the tapered interference fit in dental implants. *J Biomech* 2003;36(11):1649-58.
14. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008;19(12):1276– 84.
15. Freitas-Júnior AC, Almeida EO, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG. Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections. *Clin Oral Implants Res* 2013;24(2):197-202.
16. Dittmer S, Dittmer MP, Kohorst P, Jendras M, Borchers L, Stiesch M. Effect of implant-abutment connection design on load bearing capacity and failure mode of implants. *J Prosthodont* 2011;20(7):510-6.
17. Herbst PE, de Carvalho EB, Salatti RC, Valgas L, Tioffi R. Influence of different screw torque levels on the biomechanical behavior of tapered prosthetic abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018;33(3):536-40.
18. Jörnús L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992;7(3):353–9.
19. Kiliaridis S, Kjellberg H, Wenneberg B, Engström C. The relationship between

- maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand* 1993;51(5):323–31.
20. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2004;6(3):157-64.
 21. Chrcanovic BR, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A. A retrospective study on clinical and radiological outcomes of oral implants in patients followed up for a minimum of 20 years. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018;20(2):199-207.
 22. Fortijn-Tekamp FA, Slagter AP, Van Der Bilt A, Van' T Hof MA, Witter DJ, Kalk W, et al. Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000;79(7):1519-24.
 23. Ferrario VF, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM. Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004;32(6):451-7.
 24. Osborn JW. Anterior component of force. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1990;97(5):24A–25A.
 25. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res* 1997;8(4):290-8.
 26. Möllersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78(6):582-91.

2. Artigo científico 2

Artigos de acordo com as normas da Faculdade ILAPEO, para futura submissão no Periódico:

The International Journal of Oral and Maxillofacial Implants (IJOMI)

CIRURGIA GUIADA COM IMPLANTES CONE MORSE: UMA REVISÃO DE LITERATURA

Geninho Thomé¹

André Felipe Torres Gomes²

Larissa Carvalho Trojan³

1 MsC., PhD., Implantologist, Professor at ILAPEO.

2 Implantologist. Master Student at ILAPEO.

3 MsC., PhD., Orthodontist.

RESUMO

Para o sucesso na reabilitação de maxilas totalmente e/ou parcialmente edêntulas, a precisão no planejamento para a instalação dos implantes é fundamental. A evolução nas conexões dos implantes promoveu uma menor perda óssea e conseqüentemente uma menor perda de implantes. Além disso, houve um menor índice de problemas protéticos devido a diminuição no afrouxamento do pilar. Outro avanço foi o desenvolvimento da cirurgia guiada através da tomografia computadorizada que permitiu o planejamento e transferência do virtual para o leito cirúrgico. O objetivo deste trabalho foi através da revisão de literatura avaliar as vantagens da cirurgia guiada. Concluiu-se que a cirurgia guiada é uma opção excelente para tratamento de ausências parciais ou totais de elementos dentários, tornando a cirurgia mais rápida, precisa, previsível e menos invasiva. Além disso, houve uma diminuição de dor e inchaço. Por consequência também houve uma redução na quantidade e tempo de uso de analgésicos.

Palavras-chave: Cirurgia guiada; Cone morse; Implantes dentários; Implantes cirúrgicos

ABSTRACT

For successful rehabilitation of fully and / or partially edentulous jaws, the planning accuracy for implant installation is critical. The evolution in the connections of the implants promoted a smaller bone loss and consequently a smaller loss of implants. In addition, there was a lower index of prosthetic problems due to the decrease in the abutment of the abutment. Another advance was the development of guided surgery through computed tomography that allowed the planning and transfer of the virtual to the surgical bed. The objective of this study was to review the advantages of guided surgery. It was concluded that guided surgery is an excellent option for treatment of partial or total absence of dental elements, making surgery faster, more accurate, more predictable and less invasive. In addition, there was a decrease in pain and swelling. Consequently there was also a reduction in the amount and time of analgesic use.

Keywords: Guided surgery; Cone morse; Dental implants; Surgical implants

INTRODUÇÃO

Na evolução dos tratamentos de ausências dentárias unitárias ou múltiplas, foram desenvolvidos modelos de implantes diferentes como o implante com conexão hexagonal externa e o implante com conexão cônica interna. Foi também desenvolvido pilares com plataformas reduzidas e além disso, com o avanço tecnológico, o uso de imagens radiográficas para fabricação de guias cirúrgicos tem sido cada vez mais utilizados. O implante com hexágono externo foi, e ainda é, amplamente utilizado. Porém, devido a problemas, principalmente relacionados a afrouxamento de parafuso do pilar e perda óssea marginal, diversas tentativas de ajustes foram realizadas. Um sistema alternativo chamado spline foi desenvolvido para tentar minimizar a questão da folga do parafuso do pilar (1). Para tentar reduzir a perda óssea, outros estudos foram feitos comparando o pilar com plataforma reduzida (switching) com pilar de diâmetro convencional (2,3) ou reabilitar com coroas unidas, mas não houve diferença clínica significativa diferente (4).

Entretanto o implante com interface cone morse mostraram resultados mais promissores. Taxas de sobrevivência de 97,5% à 98,23%, taxas de sucesso de 92,49% à 98,06%, taxa de soltura de parafuso do pilar de 0,37% à 0,66% (5, 6, 7, 8, 9). Foi também usado a plataforma switching para otimizar os benefícios do cone morse, onde no grupo plataforma convencional houve perda óssea marginal de $0,51 \pm 0,24$ mm comparado a $0,2 \pm 0,17$ mm no grupo plataforma switching ($P = 0,0004$) (10). Melhores resultados foram obtidos nos implantes inseridos 2mm infra-ósseos, já na comparação carga imediata ou tardia não houve diferenças significativas (11, 12).

Quando comparando as 2 conexões (hexágono externo e cone morse) durante 18 meses, a perda óssea e a remodelação gengival foi maior no grupo hexágono externo (13). Num estudo clínico randomizado, avaliou-se a curto prazo as alterações ósseas entre cone morse e hexágono externo, mas a curto prazo não foi verificada diferenças significativas (14). Em uma

comparação radiográfica, após 3 anos, a média de alteração óssea e remodelação óssea, foi mais positivo para o grupo cone morse ($P < 0,05$) (15). Outro estudo comparativo com radiografias mostrou pós cirúrgico e com 1 ano de carga, resultados melhores no grupo cone morse ($P = 0,032$) (16). Em uma avaliação regular num período de 12 meses, implantes hexágono externo e cone morse imediatamente reabilitados, melhores resultados tiveram o grupo cone morse (17). Na comparação em estudos clínicos randomizados de implantes cone morse com plataforma switching e implante hexágono externo com plataforma convencional, mediu-se a distância da porção mais coronal do implante e o topo da crista óssea e após 1 e 3 anos respectivamente, houve diferença estatisticamente diferente, sendo mais favorável no grupo cone morse/plataforma switching ($P = 0,000$) (18, 19).

O planejamento reverso para se confeccionar um guia cirúrgico para instalação dos implantes tem sido desenvolvido para potencializar a técnica de reabilitação no entanto é necessário cautela para ter sucesso nas indicações, diminuindo complicações. Dessa forma, o objetivo deste estudo foi realizar uma revisão de literatura sobre cirurgia guiada para destacar os seus benefícios como redução de tempo cirúrgico, diminuição de dor, inchaço e medicamentos pós operatório, além de avaliar a influência do grau de experiência do operador nos resultados.

METODOLOGIA

A metodologia consistiu em buscas nas bases de dados CAPES, EBSCO E PUBMED, nas palavras guiaded surgery, morse taper, dental implants e surgery implants nas seguintes combinações e resultados: guiaded surgery e morse taper e dental implants, filtro clinical trial, review, humans, com 14 citações. Guiaded surgery e morse taper, filtro clinical trial, review, humans, com 20 citações. Surgery implant e morse taper, filtro humans, com 20 citações. Foram usados como critério de inclusão estudos clínicos com pelo menos 1 ano de acompanhamento

e critérios de exclusão série de casos, relato de casos, estudos em animais, estudos laboratoriais (in vitro, elementos finitos).

REVISÃO DE LITERATURA

Foram selecionados 111 artigos nas bases de dados, dos quais 82 foram removidos pelos critérios de exclusão. Como o propósito da cirurgia guiada é instalar os implantes com maior exatidão, diminuindo o tempo cirúrgico pelo fato da cirurgia ser sem retalho, a consequência direta seria a influência sobre relatos de dor. Certo estudo comparativo em que 30 pacientes receberam 80 implantes na técnica guiada e 30 pacientes receberam 72 implantes na técnica convencional, houve diferença significativas nos relatos de dor. Maiores valores foram encontrados no grupo convencional ($P < 0,01$), enquanto maior redução da dor foi no grupo guiada ($P = 0,05$). Maior taxa de pacientes que não referiram dor foi no grupo guiado em comparação com grupo convencional (40% x 20%), menor quantidade de analgésico foi relatado no grupo guiado ($P = 0,03$) e também a diminuição mais rápida na quantidade ($P = 0,04$) (20). Foi analisada a remodelação óssea marginal através de radiografias periapicais após 6 meses da instalação dos implantes e nos 6 - 14 meses seguintes, média 9 ± 3 meses entre o grupo de cirurgia guiada e convencional. 12 pacientes foram aleatoriamente divididos em 2 grupos, 5 pacientes receberam 14 implantes de forma guiada e 7 pacientes receberam 45 implantes de forma convencional. As reabsorções ósseas marginais médias foram $0,5 \pm 0,3$ mm e $0,6 \pm 0,3$ mm respectivamente. O resultado não foi estatisticamente significativo ($P = 0,38$) (21).

Comparando precisão das técnicas através de tomografias computadorizadas, um estudo clinico randomizado com 59 pacientes que receberam 314 implantes de forma guiada e convencional, encontrou no ponto de entrada do implante no grupo guiada o valor de 1,4mm (variação de 0,3 - 3,7) e no grupo convencional o valor foi de 2,7mm (variação de 0,3 - 8,3), no

ápice os valores foram para grupo guiada 1,6mm (variação 0,2 - 3,7) e no grupo convencional 2,9mm (variação 0,5 - 7,4), já o desvio angular foi no grupo guiada de 3,0° (variação de 0,2 - 16°) enquanto no grupo convencional o valor foi de 9,9° (variação 1,5 - 27,8°) (22). Avaliando o tempo de cirurgia, um estudo com 59 pacientes que receberam implante através da cirurgia guiada e convencional, houve uma diferença estatística diferente em favor da técnica guiada que durou em média 71,5 minutos e a técnica convencional que durou em média 76,4 minutos ($P = 0,005$), já nas análises de dor e número de analgésicos não houve diferença estatística (23).

Avaliando o aspecto dor e inchaço pós operatório, 51 pacientes totalmente ou parcialmente desdentados que necessitavam de pelo menos 2 implantes, com altura óssea mínima de 7 mm e espessura óssea mínima de 4 mm, foram planejados para a reabilitação com tomografia computadorizada de feixe cônico e um software. Os pacientes foram separados em 2 grupos (25 pacientes para cirurgia guiada e 26 pacientes para instalação convencional de implantes) e operados sem retalho e com carregamento imediato dos implantes. Durante 1 ano de acompanhamento, houve diferença estatisticamente diferente para dor ($P = 0,002$) e inchaço ($P = 0,024$) no grupo de cirurgia convencional. Nos problemas relacionados à prótese, 4 pacientes do grupo convencional tiveram 1 complicação cada, enquanto no grupo guiada, 5 pacientes tiveram 6 complicações. Porém não foi estatisticamente diferente ($P = 0,726$) (24).

Um estudo clínico randomizado com 59 pacientes que receberam 314 implantes através das técnicas de cirurgia guiada e convencional, foram avaliados quanto à aspectos radiográficos e clínicos. Após 1 ano, a perda óssea marginal média foi de 0,04 mm (DP 0,34) para o grupo de cirurgia guiada e 0,01 mm (DP 0,38) para o grupo de cirurgia convencional. No grupo de cirurgia guiada o número médio de superfícies com sangramento à sondagem foi de 1,41 (DP 1,25) enquanto no grupo convencional foi de 1,37 (DP 1,25) e quanto às superfícies com placa foi de 1,10 (DP 1,22) para o grupo de cirurgia guiada e 1,77 (DP 1,64) para o grupo convencional. A profundidade média de sondagem da bolsa foi de 2,81mm (DP 1,1) para grupo

guiada e 2,50 (DP 0,94) para grupo convencional. Não foram apresentados resultados estatisticamente diferentes entre os grupos (25).

Outro acompanhamento clínico, durante 4 anos, avaliou 10 pacientes que receberam 56 implantes de forma guiada. 3 implantes foram perdidos, a taxa de sobrevivência foi de 94,6% e não houve perda de prótese. A perda óssea média marginal foi de $1,43 \pm 0,49$ mm na face palatina/lingual e $1,48 \pm 0,46$ mm na face vestibular. Todos apresentaram tecidos moles saudáveis com profundidade de sondagem estável ($4,93 \pm 0,75$ mm) e bons valores de sangramento à sondagem ($12\% \pm 5,85$) (26).

Comparando a diferença entre carga tardia e carga imediata na cirurgia guiada, foi realizado estudo clínico randomizado durante 3 anos com 15 pacientes. Aleatoriamente receberam carga imediata ou carga tardia. A precisão das técnicas foi medida através de tomógrafo de feixe cônico (imagens pré e pós cirúrgico). Um desvio médio foi encontrado no ponto de entrada de 0,9mm (variação: 0,1 - 4,5, média 0,8) e de 1,2mm no ápice (variação: 0,2 - 4,9, média 1,1), e um desvio angular de $2,7^\circ$ (variação: $0,0 - 6,6^\circ$, média 2,3). O desvio vertical médio foi de 0,5mm (variação: 0,0 - 3,2, média de 0,4) e, horizontal, foi de 0,7mm (variação: 0,1 - 3,1, média 0,6). O desvio médio na direção mesio-distal foi de 0,5mm (variação de 0,0 - 2,3, média de 0,4) e na direção vestibulo-lingual de $0,5\text{mm} \pm 0,4$ (variação de 0,0 a 2,2, mediana de 0,3). No grupo carga imediata a média de dor teve redução após 2 dias ($P = 0,02$) enquanto no grupo tardio a redução foi após 6 dias ($P = 0,04$). Para a avaliação de inchaço, a redução no grupo carga imediata foi após 3 dias ($P = 0,001$) e no grupo carga tardia a redução foi após 4 dias ($P = 0,003$). Na quantidade de medicamentos a redução foi após 3 dias na carga imediata ($P=0,001$) e na carga tardia a redução foi após 6 dias ($P=0,04$) (27).

Ao comparar a cirurgia guiada com a técnica convencional, um ensaio clínico randomizado de 2 anos observou 26 pacientes que receberam aleatoriamente 70 implantes (36 implantes grupo guiada e 34 implantes grupo convencional). Houve 1 falha na prótese

provisória no grupo guiada e 3 no grupo convencional, porém foi possível a reparação em todas. A taxa de falha nas próteses definitivas foi de 0%. Com a falha da prótese provisória no grupo guiada (fratura da prótese), a sobrecarga oclusal na parte não suportada da ponte parece ter provocado uma falha na osseointegração em 1 implante. Não houve infecção/dor. O implante apresentou mobilidade e foi removido. Não houve outro relato de falha nos 2 anos de acompanhamento, assim a taxa de falha acumulativa foi de 1/36 (2,7%) grupo guiada e 0/34 (0%) grupo convencional. Os níveis ósseos marginais medidos após 2 anos foram de 1.95 ± 0.7 mm no grupo guiada e 1.93 ± 0.4 mm no grupo convencional. A perda óssea média marginal de 24 dos 26 implantes foi medida e a diminuição ficou mais evidente nos primeiros 6 meses em ambos os grupos (1.0 ± 0.3 mm grupo guiada e 0.9 ± 0.5 mm grupo convencional), após não ocorreram mudanças significativas. Entre os grupos não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na perda óssea. De acordo com os critérios de sucesso estabelecidos por Albrektsson, 26/36 implantes no grupo guiada e 28/34 implantes no grupo convencional foram considerados bem sucedidos. Os resultados confirmaram a hipótese nula (não houve diferença significativa no desempenho clínico entre os grupos). Parâmetros biológicos não demonstraram diferenças estatisticamente significativa. Porém houve menos relatos de dor e menor ingestão de analgésicos no grupo guiada. A provável explicação seja devido ao menor tempo cirúrgico e a cirurgia ser menos invasiva. A média de tempo da cirurgia guiada foi de 38 ± 6 minutos, enquanto que no grupo de cirurgia convencional foi de 47 ± 6 minutos ($P > 0,05$). Na instalação das próteses provisórias, menor tempo foi verificado no grupo guiada (18 ± 2 minutos) em comparação com grupo convencional (32 ± 4 minutos). Explicação foi que ocorreram frequentes casos de paralelismo incorreto entre os implante do grupo convencional(28).

Com relação a experiência do cirurgião, um estudo randomizado comparou um grupo de profissionais experientes (33 implantes instalados) e um grupo inexperiente (37 implantes

instalados). No grupo experiente os desvios coronal, apical e angular médio foram 0,60mm (variação de 1,00 - 0,06, (DP) 0,25), 0,67 mm (variação de 1,67 - 0,24, (DP) 0,34) e 3,21° (variação de 8,01 - 1,41, (DP) 1,57), enquanto o grupo inexperiente mostrou para o desvio coronal, apical e angular médio os valores 0,75mm (variação de 1,01 - 0,51, desvio padrão (DP) 0,18), 1,02 mm (variação de 1,99 - 0,64, DP 0,44) e 3,07° (variação de 9,22 - 0,73, (DP) 2,70). O teste T não mostrou diferença estatisticamente significativa nos desvios coronais ($P = 0,125$), apicais ($P = 0,060$) e angular ($P = 0,859$). Os valores médios na diferença no centro de massa das análises pré e pós operatória foram de 0,23mm (intervalo 0,17 - 0,28, DP de 0,12) no grupo experientes e 1,00mm (intervalo 0,80 - 1,20, DP 0,32). Uma diferença estatisticamente significativa relacionada ao erro de posicionamento ($P = 0,000$) (29).

Autor	Sistemas	Resultados
Fontin et al. (35)	Cirurgia guiada x cirurgia convencional	Maior redução na dor, maior quantidade de pacientes que não referiram dor e menor quantidade de analgésicos tomados no grupo cirurgia guiada
Ozan et al. (34)	Cirurgia guiada x cirurgia convencional	Menos dor e desconforto no grupo cirurgia guiada
Vercruyssen et al. (31)	Cirurgia guiada x cirurgia convencional	Maior precisão na posição dos implantes no grupo cirurgia guiada
Vercruyssen et al. (30)	Cirurgia guiada x cirurgia convencional	Menor tempo de cirurgia no grupo cirurgia guiada
Pozzi et al. (10)	Cirurgia guiada x cirurgia convencional	Menor relato de dor e inchaço no grupo cirurgia guiada
Vercruyssen et al. (29)	Cirurgia guiada x cirurgia convencional	Pacientes de ambos os grupos apresentaram melhora na qualidade de vida e não houve diferença significativa nos aspectos clínicos e radiográficos
Meloni et al. (14)	Cirurgia guiada em pacientes com reconstrução maxilar ou mandibular	Resultados confirmam a viabilidade de reabilitação em complexas reconstruções, minimizando desafios destes casos.
Vercruyssen et al. (2)	Cirurgia guiada com carga imediata x carga tardia	Melhores resultados para redução de dor, inchaço e quantidade de medicamentos no grupo carga imediata
Amorfini et al. (16)	Cirurgia guiada x cirurgia convencional	Menor relato de dor e quantidade de analgésico no grupo cirurgia guiada além de menor tempo cirúrgico e de instalação das próteses provisórias
M. Casseta; M. Bellardini (15)	Cirurgia guiada cirurgião experiente x inexperiente	Diferença significativa no erro de posicionamento, tendo o grupo experiente melhores resultados

Figura 1 - Resumo dos artigos estudados.

CONCLUSÃO

De acordo com a revisão de literatura apresentada, podemos concluir que a técnica de cirurgia guiada permite planejar a instalação dos implantes com maior precisão, ser menos invasiva e reduzir o tempo cirúrgico comparado à técnica convencional. Assim oferece ao paciente uma possibilidade de maior conforto pós operatório devido ao menor grau de dor e inchaço e também pela redução substancial na ingestão de analgésicos. Pela menor morbidade o índice de satisfação do paciente é maior. Nos leva assim a crer que a técnica quando bem executada os resultados são muito positivos.

REFERÊNCIAS

- 1- Davliakos P, Vogel R. Spline implant prospective multicenter study: interim report on prosthetic screw stability in partially edentulous patients. *J Esthet Restor Dent* 2002;14(4): 225-37.
- 2- Crespi R, Capprè P, Gherlone E. Radiographic evaluation of marginal bone levels around platform-switched and non – platform-switched implants used in an immediate loading protocol. *Int J Oral and Maxillofac Imp* 2009;24(5):920-6.
- 3- Vigolo P, Givani M. Platform-switched restorations on wide-diameter implants: a 5-year clinical prospective study. *Int J Oral and Maxillofac Imp* 2009;24(1):103-10.
- 4- Vigolo P, Mutinelli S, Zaccaria M, Stellini E. Clinical evaluation of marginal bone level change around multiple adjacent implants restored with splinted and non splinted restorations: a 10 - year randomized controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2015;30(2):411-8.
- 5- Morris H, Ochi S, Crum P, Orenstein I, Winkler S. AICRG, Part 1: a 6-year multicentered, multidisciplinary clinical study of a new and innovative implant design. *J Oral Implant* 2004;30(3):125-33.
- 6- Mangano C, Mangano F, Piatelli A, Iezzi G, Mangano A, La Colla L. Prospective clinical evaluation of 1920 Morse taper connection implants: results after 4 years of functional loading. *Clin Oral Implant Res* 2009;20(3):254-61.
- 7- Mangano C, Mangano F, Piattelli A, Iezzi G, Mangano, La Colla L. 307 Single-tooth Morse taper – connection implants: a multicenter study. *Int J Oral and Maxillofac Imp* 2010;25(2):13-17.
- 8- Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Ricci M, Sammons RL, Figliuzzi M. Morse taper connection implants supporting “planned” maxillary and mandibular bar-retained

overdentures: a 5-year prospective multicenter study. *Clin Oral Implant Res* 2011;22(10):1117-24.

9- Mangano C, Mangano F, Shibli JA, Tettamanti L, Figliuzzi M, d'Avila S, et al. Prospective evaluation of 2,549 Morse taper connection implants: 1-to 6-year data. *J Period* 2011;82(1):52-61.

10- Pieri F, Aldini NN, Marchetti C, Corinaldesi G. Influence of implant-abutment interface design on bone and soft tissue levels around immediately placed and restored single-tooth implants: a randomized controlled clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2010;26(1):169-78.

11- Koutouzis T, Neiva R, Nair M, Nonhoff J, Lundgren T. Cone beam computed tomographic evaluation of implants with platform-switched morse taper connection with the implant-abutment interface at different levels in relation to the alveolar crest. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2014;29(5):1157-64.

12- Simonpieri A, Gasparro R, Pantaleo G, Mignogna J, Riccitiello F, Sammartino G. Four-year post-loading results of full-arch rehabilitation with immediate placement and immediate loading implants: a retrospective controlled study. *Quintessence Int* 2017;48(4):315-24.

13- Canullo L, Carlo Rosa J, Souza Pinto V, Eduardo Francischone C, Götz W. Inward-inclined implant platform for the amplified platform-switching concept: 18-month follow-up report of a prospective randomized matched-pair controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Implant* 2012;27(4):1-10.

14- Lin MI, Shen YW, Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ. A retrospective study of implant – abutment connections on crestal bone level. *J Dent Res* 2013;92(12):202-7.

15- Cooper LF, Tarnow D, Froum S, Moriarty J, De Kok IJ. Comparison of marginal bone changes with internal conus and external hexagon design implant systems: a prospective, randomized study. *Int J Period Rest Dent* 2016;36(4):631-43.

16- Melo L, Souza M, Barbosa G, Carreiro A. Peri-implant bone loss of external hexagon and morse taper in patients wearing immediately loaded overdentures. *Braz Dent J* 2017;28(6):694-8.

17- Pessoa RS, Sousa RM, Pereira LM, Neves FD, Bezerra FJ, Jaecques SV, et al. Bone remodeling around implants with external hexagon and Morse-taper connections: a randomized, controlled, split-mouth, clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19(1):97-110.

18- Pozzi A, Agliardi E, Tallarico M, Barlattani A. Clinical and radiological outcomes of two implants with different prosthetic interfaces and neck configurations: randomized, controlled, split-mouth clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 2014;16(1):96-106.

19- Pozzi A, Tallarico M, Moy PK. Three-year post-loading results of a randomised, controlled, split-mouth trial comparing implants with different prosthetic interfaces and design in partially posterior edentulous mandibles. *Eur J Oral Implant* 2014;7(1):47-61.

- 20- Fortin T, Bosson JL, Isidori M, Blanchet E. Effect of flapless surgery on pain experienced in implant placement using an image-guided system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2006;21(2):298-304.
- 21- Ozan O, Turkyilmaz I, Yilmaz B. A preliminary report of patients treated with early loaded implants using computerized tomography-guided surgical stents: flapless versus conventional flapped surgery. *J Oral Read* 2007;34(9):835-40.
- 22- Vercruyssen M, Cox C, Coucke W, Naert I, Jacobs R, Quirynen M. A randomized clinical trial comparing guided implant surgery (bone- or mucosa- supported) with mental navigation or the use of a pilot-drill template. *J Clin Period* 2014;41(7):717-23.
- 23- Vercruyssen M, De Laat A, Coucke W, Quirynen M. An RCT comparing patient- centred outcome variables of guided surgery (bone or mucosa supported) with conventional implant placement. *J Clin Period* 2014;41(7):724-32.
- 24- Pozzi A, Tallarico M, Marchetti M, Scarfò B, Esposito. Computer-guided versus free-hand placement of immediately loaded dental implants: 1-year post-loading results of a multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implant* 2014;7(3):229-42.
- 25- Vercruyssen M, Van de Wiele G, Teughels W, Naert I, Jacobs R, Quirynen M. Implant- and patient-centred outcomes of guided surgery, a 1-year follow-up: An RCT comparing guided surgery with conventional implant placement. *J Clin Period* 2014;41(12):1154-60.
- 26- Meloni S, Tallarico M, De Riu G, Pisano M, Deledda A, Lolli FM, et al. Guided implant surgery after free-flap reconstruction: four-year results from a prospective clinical trial. *J Cranio-Maxillofac Surg* 2015;43(8):1348-55.
- 27- Vercruyssen M, Cox C, Naert I, Jacobs R, Teughels W, Quirynen M. Accuracy and patient-centered outcome variables in guided implant surgery: a RCT comparing immediate with delayed loading. *Clin Implat Dent Relat Res* 2016;27(4):427-32.
- 28- Amorfini L, Migliorati M, Drago S, Silvestrini-Biavati A. Immediately loaded implants in rehabilitation of the maxilla: a two-year randomized clinical trial of guided surgery versus standard procedure. *Clin Implant Dent Relat Res* 2017;19(2):9-11.
- 29- Casseta M, Bellardini M. How much does experience in guided implant surgery play a role in accuracy? A randomized controlled pilot study. *Int J Oral and Maxillofac Surg* 2017;46(7):922-30.